

Nebenfacharbeit in Neurophysiologie (2. Nebenfach)
Philosophische Fakultät der Universität Zürich

Brain-Computer Interfaces

Geschichte, aktueller Stand und Perspektiven

Eingereicht bei

Prof. Dr. M. C. Hepp-Reymond

von

Christian Fichter
Neugasse 97/22
8005 Zürich

Januar 2002

INHALT

DANKSAGUNG.....	4
1 EINLEITUNG	5
1.1 Ziel dieser Arbeit	6
1.2 Was sind „Brain-Computer Interfaces“?	6
1.3 Wozu Brain-Computer Interfaces?	7
1.4 Das Problem.....	7
2 VERSCH. FORMEN VON BCI.....	8
2.1 Vorformen von BCIs.....	8
2.2 Haptisch/Optisch.....	9
2.3 Spracherkennung und Sprachsynthese.....	10
2.4 Alternative Eingabesysteme für Patienten	11
2.4.1 <i>Tonguepoint</i>	11
2.4.2 <i>Headmouse</i>	12
2.5 EMG-Interfaces.....	13
2.5.1 <i>Unterarm-EMG</i>	14
2.5.2 <i>Kopf-EMG</i>	15
2.6 Arm-Implantat-Interface	17
2.7 FES-Interfaces.....	19
2.8 EOG-Interfaces	22
2.9 Cochlea-Implantat.....	25
2.10 Auditorisches Hirnstamm-Implantat.....	29
2.11 Retina-Implantat	30
2.11.1 <i>Visual Cortex-Implantat</i>	35
2.12 „Direkte“ Interfaces / EEG	36
2.12.1 <i>VEP-Interfaces</i>	36
2.12.2 <i>P300-Interface</i>	38
2.12.3 <i>ERS/ERD-Interface (Graz-BCI)</i>	39
2.12.4 <i>SSVEP-Interface</i>	40
2.12.5 <i>Mu Rhythm-Interface</i>	41
2.12.6 <i>Thought Translation Device / SCP-Interface</i>	42
2.12.7 <i>Cortical-Implant-Interface / ECoG</i>	43
2.13 Zusammengefasst: BCIs	45
2.14 Zusammengefasst: Signaltypen in BCIs	46

2.15	Neuron/Silicon-Contact	47
2.16	Brain-„Explantat“	48
2.17	Vorschläge für eigene Forschungsprojekte.....	49
3	PHILOSOPHISCHE IMPLIKATIONEN	51
3.1	Gott spielen	51
3.2	„Ich will gar nicht ewig leben“	51
3.3	Emotionsrecorder.....	52
3.4	Widernatürlich?.....	52
4	DISKUSSION	53
5	LITERATUR	56

DANKSAGUNG

Eva Turi Nagy gebührt mein herzlicher Dank für die spannenden, motivierenden und anregenden Gespräche – nicht nur zu diesem Thema.

Aldona Kaczowski danke ich ganz herzlich für die wertvollen Anregungen und das Korrekturlesen.

“Der Mensch ist eine in der Knechtschaft ihrer Organe lebende Intelligenz.“

Aldous Leonard Huxley (1894 – 1963)

1 EINLEITUNG

Vor einiger Zeit, als ich noch ein Junge war und die Schule besuchte, hatte ich einen kleinen Unfall. Die Schulstunde hatte begonnen, es stand eine Klausur auf dem Programm – in welchem Fach, erinnere ich nicht mehr. Der Lehrer hiess einen Mitschüler und mich, ein Pult an einen anderen Ort zu tragen. Das war üblich und diente dazu, dass die Schüler nicht so leicht voneinander abschreiben konnten. Wir hoben also das Pult in die Höhe – und luden es auf unseren Köpfen ab, um es leichter tragen zu können. Jedes Schulkind weiss, dass die Frauen in Afrika diesen Balanceakt mit ihren schweren Reissäcken und Tonkrügen voll Wasser perfekt beherrschen, und scheinbar macht denen das nichts aus.

Doch plötzlich hörte ich etwas knacken. Unmittelbar darauf spürte ich einen starken Schmerz in meiner Halswirbelsäule, konnte gerade noch das Pult zu Boden lassen und musste mich sofort hinsetzen. Ich konnte nicht wieder aufstehen, so sehr tat jede noch so geringe Bewegung weh. Man brachte mich dann nach Hause, wo ich die nächsten zwei Tage, von zuvor nicht gekannten Schmerzen gequält, regungslos im Bett verbrachte. Erst eine geschickte chiropraktische Manipulation eines Arztes machte dem Leiden ein Ende – viel länger hätte ich es wohl auch nicht mehr ausgehalten. Dieses Erlebnis hat mich nachhaltig geprägt: Es wurde mir zum ersten Mal bewusst, wie verletzlich der menschliche Körper ist – und wie schrecklich es ist, sich nicht mehr bewegen zu können.

Während jedoch für mich dieses Erlebnis ein glückliches Ende nahm, gibt es jedes Jahr viele, die sich eine persistente Verletzung ihres zentralen Nervensystems zuziehen und so zu Para- oder Tetraplegikern werden. Verschiedene Forschungsrichtungen der Neurowissenschaften befassen sich mit der Aufgabe, diesen Menschen helfen zu können. Die meisten Projekte versuchen, regenerative Wachstumsprozesse von Nervenzellen auszulösen und somit die lähmenden Verletzungen reversibel zu machen. Obwohl hier in den vergangenen Jahren erste Erfolgsmeldungen zu verzeichnen waren, ist man von einem praktischen Einsatz solcher Verfahren noch weit entfernt.

Eine weniger beachtete, aber durchaus gangbare und vor allem schon in ersten Ansätzen bewährte Alternative besteht darin, nicht die originalen neuronalen Strecken wiederherzustellen, sondern die Nervenbahnen – und teilweise sogar die Effektororgane – durch Maschinen zu ersetzen. Diese faszinierende Idee klingt zunächst nach Science Fiction – in der Tat sind dort hybride Lebewesen, bestehend aus einem Teil Mensch und einem Teil Maschine, als „Cyborgs“ gang und gäbe. Daran soll sich aber niemand stören, denn seit Autoren wie Stanislaw Lem (z.B. 1975) und William Gibson (z.B. 1984) oder Künstlern wie Stelarc (z.B. 1998) gibt es nicht mehr nur Einflüsse und Anregungen, die von der Wissenschaft stammen und die Science Fiction inspirieren, sondern die Inspiration fließt auch in umgekehrter Richtung. Als bekanntestes Beispiel für dieses erkenntnistheoretisch eindruckliche Phänomen dient Jules Vernes Geschichte von der Reise zum Mond, welche nachfolgende Wissenschaftler-Generationen begeistert und angetrieben hat, bis im Jahre 1969 mit der ersten Mondlandung tatsächlich aus Fiktion Realität wurde.

1.1 Ziel dieser Arbeit

In dieser Arbeit setze ich mich mit der Frage auseinander, welche Möglichkeiten zur Verbindung von Hirn und Computer, von Mensch und Maschine es gibt. Ich werde im Folgenden die verschiedenen Forschungsansätze beschreiben, welche den oben geschilderten „zweiten Weg“ für eine Therapie schwerst Gelähmter, also die Verbindung von Mensch und Maschine, zum Ziel haben. Trotz der eingangs geschilderten autobiographischen Episode bewegen sich meine Schilderungen nicht ausschliesslich vor pathologischem Hintergrund. Ich werde deshalb auch auf Anwendungsgebiete ausserhalb der Neurologie eingehen.

1.2 Was sind „Brain-Computer Interfaces“?

Mit „Brain-Computer Interfaces“ (BCI) bezeichnet man Geräte und Verfahren, die eine Verbindung zwischen dem menschlichen Gehirn und einem Computer herstellen können. Zunächst könnte man behaupten, dass das Zentrale Nervensystem des Menschen im Gegensatz zum Computer ein ziemlich abgeschlossenes System sei. Dem ist aber keineswegs so: Der Mensch verfügt, genau wie ein moderner PC auch, über zahlreiche Schnittstellen, über welche er mit der Aussenwelt in Verbindung treten kann: Die Augen gewährleisten die visuelle Wahrnehmung, die Gesichtsmuskulatur dient der Mimik, der Sprechapparat und die Ohren ermöglichen akustische Kommunikation und zahlreiche andere Sinnes- und Effektororgane

im ganzen Körper bieten eine reiche Vielfalt an Möglichkeiten, mit denen wir mit unserer Umwelt kommunizieren und interagieren können.

1.3 Wozu Brain-Computer Interfaces?

Einen Computer an einen Menschen anzuschliessen und umgekehrt kann den unterschiedlichsten, mehr oder weniger nützlichen, immer aber faszinierenden Zwecken dienen: von der Wiederherstellung von Körperfunktionen nach Läsionen des Rückenmarks über die ergonomische Bedienung von Computern bis hin zur (noch) utopischen Möglichkeit der Konservierung menschlichen Bewusstseins auf Computer-Hardware. Auf die verschiedenen Einsatzzwecke gehe ich in Kapitel 3 genauer ein. Allgemeines Ziel jedoch ist es, die Verbindung zwischen Mensch und Maschine zu perfektionieren, um das Leben und Erleben des Menschen zu verbessern und zu erweitern.

1.4 Das Problem

So verlockend der Gedanke auch ist, Gehirn und Computer zu verbinden: Leider sind die Schnittstellen von Mensch und Maschine nicht so ohne weiteres miteinander kompatibel. Deshalb befassen sich derzeit verschiedene über den Globus verstreute Forschergruppen mit der Frage, wie diese beiden „Formate“ zueinander kompatibel gemacht werden könnten.

Der Mensch ist sozusagen ein proprietäres System, dessen Bauplan noch in weiten Teilen unbekannt ist. Gerade was die Funktionsweise des komplexesten und spannendsten Organs – des Gehirns – angeht, gibt es mehr, über das wir *nichts* wissen, als über das wir etwas wissen. Die neurowissenschaftliche Forschung von heute könnte man – ohne bösen Willen, aber mit einem Hauch von Amusement – mit dem Stand der Medizin zur Zeit des Mittelalters vergleichen: Dort dachte man noch, die Seele des Menschen sei im Blut lokalisiert und glaubte, der Aderlass sei eine wirksame Therapie für vielerlei Krankheiten ...

2 VERSCH. FORMEN VON BCI

In diesem Kapitel werde ich die verschiedenen Wege beschreiben, mit denen eine Schnittstelle zwischen dem menschlichen Gehirn und dem Gehirn einer Maschine oder zwischen menschlichen und mechanischen Gliedmassen etabliert werden kann. Einige davon, wie zum Beispiel die Funktionale Elektronische Stimulation oder das P3-BCI, werden bereits erfolgreich eingesetzt, andere, etwa die in 2.16 angedachten Brain-Explantate sind noch reine Zukunftsmusik. Doch was heute Zukunftsmusik ist, kann schon morgen Realität sein. Daher lohnt es sich, auch den noch utopisch anmutenden Verfahren Aufmerksamkeit zu schenken. Die Reihenfolge richtet sich nach der technischen Entwicklungsstufe: Zunächst werden die einfachsten BCIs vorgestellt, zum Schluss kommen die komplexesten.

Ein Wort zur Begriffsdefinition: Brain-Computer Interfaces werden von unterschiedlichen Autoren unterschiedlich definiert. Für Bayliss (2001) etwa ist nur das ein echtes BCI, was die Signale direkt vom Gehirn bezieht. Systeme, die peripher angeordnet sind, bezeichnet sie lediglich als „Brain-Body acutated“. Andere Autoren bezeichnen schon einfache Computertastaturen als BCIs – nach reiflicher Überlegung schliess ich mich dieser Definition an. Denn wenn man Bayliss' Forderung zu Ende denkt, so gäbe es überhaupt keine echten BCIs, denn auch die von Bayliss als solche bezeichneten Systeme verwenden für den Rückkanal, also vom Computer zum Menschen, eine periphere Maschine – normalerweise einen Bildschirm. Ich wage also nicht, eine klare Grenze zwischen „echten“ und „nicht echten“ BCIs zu ziehen, sondern verstehe sie als fließend.

2.1 Vorformen von BCIs

Die Verschmelzung von Mensch und Maschine beginnt nicht erst mit der BCI-Forschung. Sie ist im Gegenteil die logische Konsequenz einer Fähigkeit, welche den Menschen seit jeher auszeichnet: Sich mit Hilfe des „Werkzeugs“ Gehirn optimal an die vorherrschenden Lebensbedingungen anpassen zu können. Erste Elaborate dieser Fähigkeit sind zum Beispiel Kleider – Artefakte, mit denen sich der Mensch vor Umwelteinflüssen schützen oder sich für die Balz attraktiv machen kann. Später in der Menschheitsgeschichte sind Maschinen hinzugekommen, welche die natürliche Fortbewegungsfähigkeit des Menschen verbesserten: Das Rad ward erfunden. Dieses spielt, etwa in Gestalt von Eisenbahn und Auto, auch heute noch eine grosse Rolle. Genauso lässt sich auch die Brille als ein Apparat verstehen, welcher es dem

Menschen ermöglicht, verlorengegangene Fähigkeiten wieder zurück zu gewinnen: Gut sehen zu können nämlich.

Diese Beispiele zeigen, dass der Gebrauch von Apparaten und Maschinen zur Verbesserung der Lebensumstände des Menschen längst gang und gäbe ist. Er ist sogar so selbstverständlich, dass auf den ersten Blick verborgen bleibt, was bei näherer Betrachtung offensichtlich ist: Die Verschmelzung von Mensch und Maschine hat längst begonnen.

2.2 Haptisch/Optisch

Rad und Brille aus Abschnitt 2.1 in Ehren, doch die ultimative Maschine, die der Mensch geschaffen hat, ist der Computer, und deshalb wird von nun an nur noch davon die Rede sein. Der Computer ist, wie die meisten Maschinen, zunächst ein Werkzeug. Er könnte sich vielleicht eines Tages weiterentwickeln: Dahingehend, dass er Bewusstsein zeigt. Davon wird in den Abschnitten 2.16 und 3 noch die Rede sein. Bis dahin gilt es aber, Computer so zu gestalten, dass die Schnittstelle zum Menschen möglichst keine Reibungsverluste in der Kommunikation verursacht.

Die Benutzerschnittstelle früher Computer war ausgesprochen langsam, fehleranfällig und teuer: Der Mensch musste Löcher in Kartonstreifen stanzen, welche der Computer dann „lesen“ konnte.¹ Später kamen Tastatur und Bildschirm dazu, was zunächst die numerische und dann die alphanumerische Eingabe von Befehlen möglich machte. Für die Ausgabe von Daten dient auch heute noch meist ein Bildschirm, gelegentlich unterstützt von Lautsprechern. Letztere stellen für blinde Menschen nebst Braille-Druckern die einzige Möglichkeit dar, die vom Computer ausgesendeten Informationen aufnehmen zu können.

¹ Es fällt auf, dass der Mensch im Umgang mit Computern oft einen antropomorphen Sprachgebrauch zeigt: Der Computer „frisst“ Daten, er „liest“ Lochkarten und so weiter. Könnte dies ein Hinweis darauf sein, dass Computer, je länger desto mehr, personifiziert werden?



Abbildung 1: Maus und Tastatur sind die heute gebräuchlichen Schnittstellen für die Kommunikation vom Menschen zum Computer. In umgekehrter Richtung kommen Bildschirme zum Einsatz.

Eine spannende Weiterentwicklung haptischer Eingabegeräte wird am Institut für Informatik der Universität Zürich erforscht. Jodi Weissmann arbeitet dort an einem vielversprechenden Versuch, Handbewegungen in für den Computer verständliche Zeichen zu übersetzen (Weissmann & Salomon, 1999). Die verwendeten Gesten erinnern etwas an die Zeichensprache der Gehörlosen. Ein erstes Anwendungsgebiet besteht in der Orientierung und Navigation in virtuellen Umwelten.

2.3 Spracherkennung und Sprachsynthese

Die nächsthöhere Stufe von Mensch-Maschine-Schnittstellen besteht darin, dem Computer das Sprechen und das Hören beizubringen. Aktuelle PCs sind in der Lage, gesprochene Sprache zu verstehen und selber zu sprechen. Zunächst hat man den Computern das Synthetisieren von Sprache beigebracht, denn das ist softwaretechnisch noch relativ leicht zu bewerkstelligen. Erst in den vergangenen Jahren jedoch wurde im Bereich der Spracherkennung ein Niveau erreicht, welches langsam in den Bereich des Brauchbaren kommt. Sprach-Interfaces wie etwa Via Voice von IBM² oder Dragon Naturally Speaking von Lernout & Hauspie³ erfüllen drei Funktionen:

- Sprachausgabe. Texte von Webseiten, PDF-Dokumenten sowie Dialogfelder und Menüs werden vorgelesen.
- Spracheingabe 1: Die Benutzerin kann dem Computer natürlichsprachliche Anweisungen geben. Dabei kommt nur ein begrenzter Wortschatz zum Einsatz, mit Ausdrü-

² <http://www-3.ibm.com/software/speech> (URL vom 6.1.2002)

³ <http://www.lhsl.com> (URL vom 6.1.2002)

cken wie „Starte Excel“ oder „Schliesse Fenster“. Durch den beschränkten Wortschatz ist es nicht nötig, den Computer mittels Training an die Sprechweise der Benutzerin zu gewöhnen.

- Spracheingabe 2: Der Benutzer kann zusätzlich zur Steuerung des Computers mittels fest vorgegebener Anweisungen auch freie Texte diktieren, zum Beispiel in einer Textverarbeitung. Hier kommt es sehr auf die Sprechweise des Benutzers an. Ohne ein Training der Software von mindestens 30-60 Minuten sind keine brauchbaren Ergebnisse zu erzielen, weil sonst die Fehlerrate zu gross ist.

Alle diese Funktionen werden heute erst dort eingesetzt, wo Bildschirm und Tastatur nicht eingesetzt werden können, zum Beispiel als Benutzerschnittstelle für Blinde. Für die nähere Zukunft ist aber zu erwarten, dass Sprachsteuerung eine grössere Verbreitung erfährt. Erste Anzeichen dafür gibt es schon: So lassen sich beispielsweise moderne Mobiltelefone teilweise durch Sprachbefehle steuern, und es gibt auch automatisierte Reservationssysteme für Theaterkarten, mit denen man „sprechen“ kann.

2.4 Alternative Eingabesysteme für Patienten

Speziell im Bereich der Rehabilitation von Tetraplegikern und anderen Menschen mit eingeschränkter Beweglichkeit kommen Systeme zum Einsatz, welche die verbleibende Beweglichkeit nutzen, um einen Computer bedienen zu können. Dabei handelt es sich um sekundäre BCIs, welche nicht direkt ans Zentrale Nervensystem (ZNS) angeschlossen werden. Sie sind aber für die betroffenen Patienten von grosser Wichtigkeit. Zwei Systeme stelle ich kurz vor.

2.4.1 Tonguepoint

Das „Tonguepoint“-System (Salem & Zhai, 1997) basiert auf einem gewöhnlichen Trackpoint, wie er als Zeigegerät in vielen Notebooks zum Einsatz kommt. Es handelt sich um einen Miniaturjoystick, der in zwei Dimensionen bewegt werden kann und mit dem sich etwa ein Mauscursor auf dem Bildschirm dirigieren lässt. Wie der Name Tonguepoint schon andeutet, wurde hier ein Trackpoint so modifiziert, dass er sich durch Zungenbewegungen bedienen lässt. Dazu bedient sich der Patient eines Mundstückes, auf dem der Trackpoint sitzt. So lassen sich Schaltflächen, Buchstaben oder Menübefehle auf dem Bildschirm selektieren. Damit diese auch angeklickt werden können, ist im Tonguepoint ein Mikroschalter integriert.

Durch Beissen auf das Mundstück wird ein Mausklick ausgelöst, ein „Doppelbiss“ entspricht einem Doppelklick.

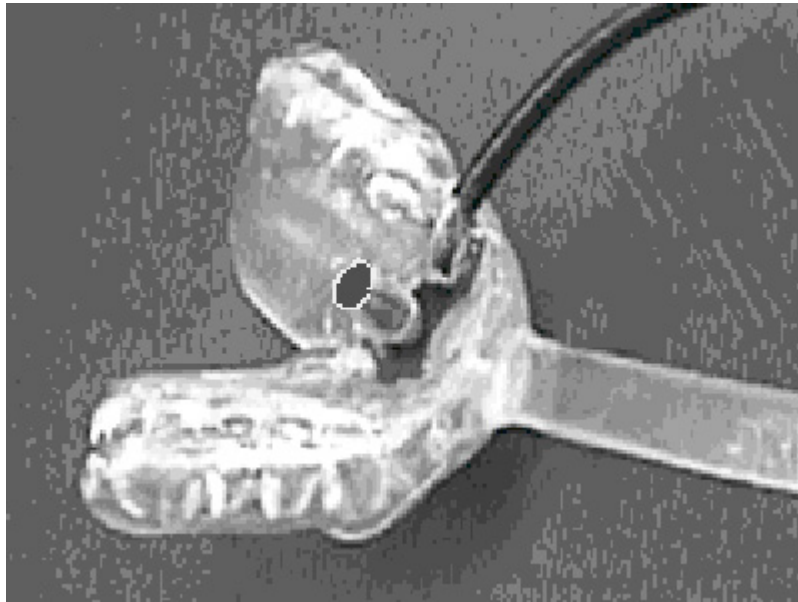


Abbildung 2: Der Tonguepoint besteht aus einem Trackpoint, der auf ein Mundstück montiert wird. Er dient als Mausersatz für Patienten mit eingeschränkter Beweglichkeit.

2.4.2 Headmouse

Ein weiteres System trägt die selbsterklärende Bezeichnung „Headmouse“⁴. Dieses kommerziell erhältliche Produkt ermöglicht es Patienten, die ihre Halsmuskulatur noch verwenden können, einen Computer zu bedienen. Optische Sensoren registrieren die Kopfbewegungen. Dazu werden am Kopf Signalmarkierungen aufgeklebt, welche von Videokameras verfolgt werden können. Die so gewonnenen Informationen werden an den PC übermittelt und dort in Vektoren überführt, welche schliesslich den Mauszeiger steuern. Der Mausklick wird durch Verweilen an einem Ort generiert.

⁴ <http://www.orin.com/access/headmouse> (URL vom 6.2.2002)



Abbildung 3: Die "Headmouse" erfasst über Videokameras die Kopfbewegungen der Benutzerin und ermöglicht ihr so die Steuerung des Mauscursors auf dem Bildschirm.

Sowohl Tonguepoint als auch Headmouse sind Geräte, welche für Patienten äusserst wertvoll sein können – sie setzen aber voraus, dass diese noch über ein Mindestmass an verbleibender Beweglichkeit verfügen, und eignen sich daher nicht für Personen mit schwerem Locked-In-Syndrom.

2.5 EMG-Interfaces

Während die in den Abschnitten 2.1 bis 2.3 vorgestellten BCIs rudimentär und auf technisch verhältnismässig konventionellem Niveau angesiedelt sind, wenden wir uns langsam den komplizierteren, aber auch spannenderen Varianten zu. Unser „Point of Interest“, also der Ort, an dem der Kontakt zwischen Zentralem Nervensystem und Computer zustande kommt, liegt dabei nicht mehr ausserhalb des Körpers, sondern direkt auf der Körperoberfläche oder sogar direkt im Körper drin.

Die einfachste Variante eines direkt auf der Körperoberfläche aufsetzenden Interfaces besteht aus der Elektromyographie mittels Scheibenelektroden, die man auf der Haut anbringt. Dabei werden Aktionspotentiale der unter der Haut liegenden quergestreiften Muskulatur registriert, verstärkt und an die serielle Schnittstelle eines Computers weitergeleitet. Natürlich gäbe es auch die Möglichkeit, das EMG direkt auf dem Muskel selber abzuleiten, doch für den vorliegenden Anwendungsbereich scheint der Vorteil eines etwas besseren Signal-Rauschabstandes nicht gross ins Gewicht zu fallen – jedenfalls gibt es niemanden, der in dieser Richtung forscht. Im Folgenden werde ich zwei beispielhafte Implementierungen von EMG-Interfaces vorstellen.

2.5.1 Unterarm-EMG

Ein EMG-Interface wurde von der US-amerikanischen National Aeronautics and Space Administration (Jorgensen, 2001) entwickelt. Es dient in beispielhaften Szenarien dazu, Flugzeuge und Raumschiffe zu steuern. Das Setup ist klassisch: Am Arm angebrachte Elektroden erfassen die bei Muskelbewegungen entstehenden elektrischen Potentiale und leiten diese über einen Verstärker zum Computer. Dort werden die Signale dann in Steuerimpulse für die simulierten Fluggeräte übersetzt. Zwei Features dieses Systems sind besonders erwähnenswert:

- Es kann auf einfache Art und Weise trainiert werden. Dazu wird die Tätigkeit, die später per EMG gesteuert werden soll, zunächst am richtigen Objekt (z.B. einem Steuerknüppel) einstudiert und die dabei entstehenden Potentiale werden aufgezeichnet. Später, ohne den Steuerknüppel, werden die Bewegungen mit den zuvor registrierten Signalen verglichen. Findet der Computer eine Übereinstimmung zwischen dem EMG-Muster der Lernphase und dem des Versuchs, so wird der entsprechende Steuerbefehl an den Flugsimulator übermittelt, worauf sich das Flugobjekt in die gewünschte Richtung bewegt.
- Es funktioniert in Echtzeit. Die Latenz zwischen dem anfallenden EMG-Signal und der korrespondierenden Reaktion des Computers ist so gering, dass sie der Versuchsperson nicht auffällt.

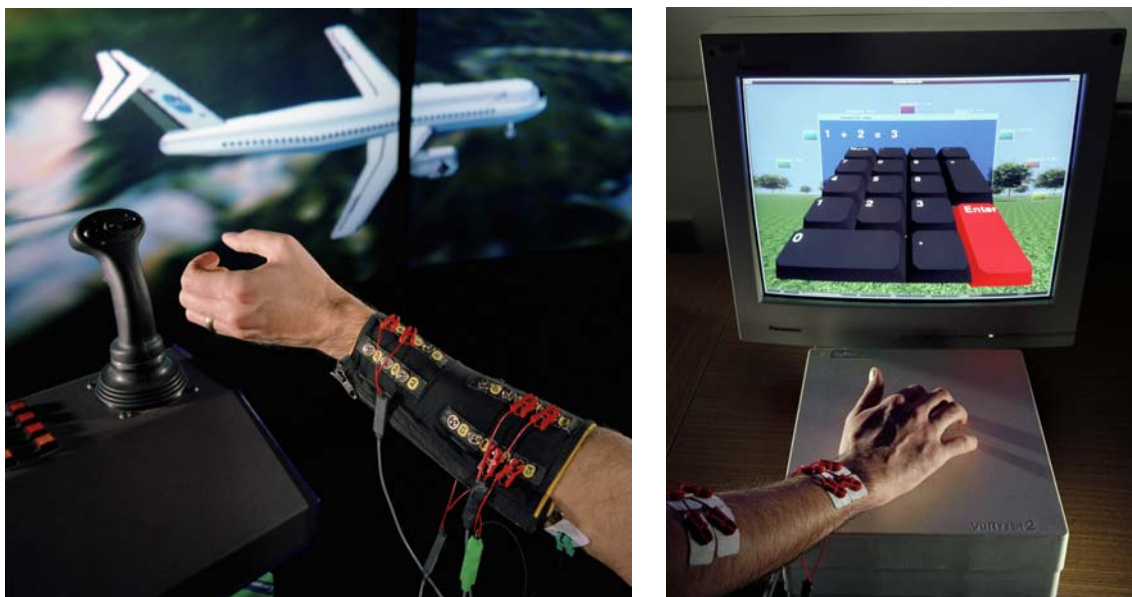


Abbildung 4: Ein von der NASA entwickeltes EMG-Interface ermöglicht die Steuerung verschiedener Software durch Registrierung der Potentiale auf der Haut. Im linken Bild wird ein Flugsimulator gesteuert, im Rechten eine virtuelle Zehnerblock-Tastatur.

Leichte Trainierbarkeit und Echtzeit-Verhalten sind bei Mensch-Maschine-Schnittstellen keineswegs selbstverständlich, wie wir in späteren Kapiteln noch sehen werden. Es sind aber Features, welche für die Praktikabilität jedes BCI von entscheidender Bedeutung sind. Das NASA-System erfordert natürlich, dass der bedienende Mensch die volle Kontrolle über einige Gliedmassen hat und eignet sich daher nur bedingt für den klinischen Einsatz. Leider spezifiziert die NASA ihr System nicht genauer, weshalb über die Platzierung der Elektroden und die Software, welche die EMG-Signale auswertet, nichts genaueres bekannt ist. Auf der NASA-Website findet sich dafür ein Video, welches das System in Aktion zeigt (<http://amesnews.arc.nasa.gov/releases/2001/01images/bioelectric/TMP-1104009213.htm>).

2.5.2 Kopf-EMG

Für den klinischen Einsatz besser geeignet ist ein an der Florida International University entwickeltes EMG-Interface (Barretto, Scargle & Adjouadi). Die Potentiale werden dabei nicht von peripheren Gliedmassen abgeleitet, sondern am Kopf. Die Ableitungsorte sind über der pericranialen Muskulatur sowie über dem Lobus Occipitalis (siehe Abbildung 5). Die von den Elektroden erfassten Ströme werden in ein separates Digital Signal Processing-Board (DSP) übertragen, welches daraus das Äquivalent zu den Signalen einer herkömmlichen seriellen Computermouse berechnet. Tabelle 1 zeigt die Zuordnung zwischen den Muskelkontraktionen und den entsprechenden Cursorbewegungen.

Mimik	Muskel	Elektrode	Cursorbewegung
Augenbrauen hoch	Frontalis	E0	Hoch
Kiefer nach links	Temporalis links	E1	Links
Kiefer nach rechts	Temporalis rechts	E2	Rechts
Beissen beidseitig	Temporalis beidseitig	E1 & E2	Mausklick

Tabelle 1: Die Beziehungen zwischen EMG-Signal und Cursorbewegung beim Interface von Barreto et al.

Eine Schwierigkeit vieler BCIs zeigt sich schon hier: Was ist ein Signal, was ist Rauschen? Barreto et al. führen an, dass es zunächst nicht einfach gewesen sei, Kontraktionen des Temporalis von denen des Frontalis zu unterscheiden. Zu diesem Zweck experimentierten sie mit verschiedenen Filtereinstellungen der EMG-Verstärker und analysierten die resultierenden Spektra mittels Fast Fourier Transformation auf dem Computer. Die Bandbreite der Filter limitierten sie auf 10 Hz – 10 KHz. Das Resultat zeigt, dass eine Temporalis-Kontraktion typischerweise hohe Frequenzanteile im Bereich über 300 Hz zeigt, wohingegen eine Frontalis-Kontraktion im Bereich von 300-500 Hz nur sehr wenig Power erzeugt. Anhand solcher Unterschiede war es möglich, eine eindeutige Zuordnung vorzunehmen, wie in Tabelle 1 gezeigt.

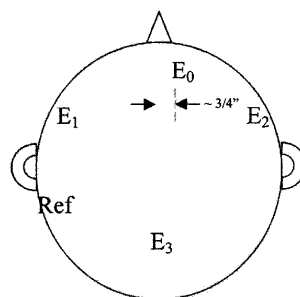


Abbildung 5: Die Ableitungsorte beim EMG-Interface von Barreto et al.

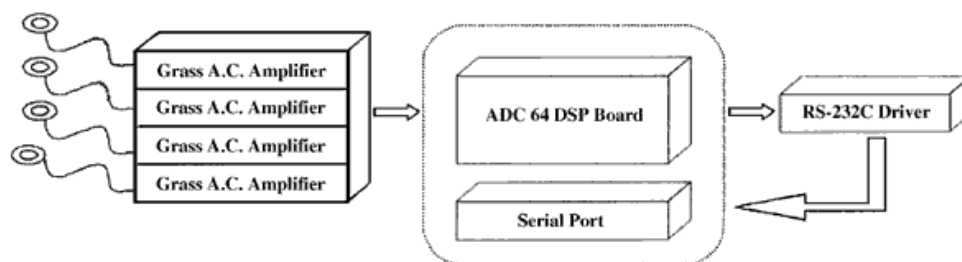


Abbildung 6: Schema des Versuchsaufbaus von Barreto et al.

Einige beachtenswerte Eigenschaften dieses Systems sind die Folgenden:

- Trainingsphase nötig. Die Versuchsperson muss eine gewisse Zeit lang üben, bevor sie ihre Kopfmuskulatur hinreichend zu kontrollieren vermag.
- Das System reagiert relativ langsam. Aufgrund der zeitintensiven Berechnungen, die aus dem EMG die Kontrollimpulse herausfiltern, dauert es durchschnittlich 16 Sekunden, bis ein Cursor über den Bildschirm bewegt und eine Schaltfläche betätigt worden ist.

Dieses Setup wird nicht kommerziell vermarktet. Ein anderes, ähnliches Produkt hingegen schon: Das Cyberlink-System basiert ebenfalls teilweise auf dem EMG und ist bei der Firma Brainfingers für ca. USD 2000 käuflich zu erwerben.⁵

2.6 Arm-Implantat-Interface

Einen Schritt weiter gehen will Kevin Warwick, Professor für Cybernetics an der Universität Reading in England. Er wurde bekannt, nachdem er sich 1997 einen Chip in den Arm implantieren liess. Dieser identifizierte ihn gegenüber verschiedenen Gerätschaften, die im Institut installiert waren, und öffnete so beispielsweise die Tür oder startete das E-Mail-Programm, wenn Warwick sich näherte. Dieses Ereignis stiess weltweit auf populäres Interesse und wurde von zahlreichen Medienberichten begleitet. Warwick wurde bekannt als erster real existierender Cyborg – das scheint mir allerdings etwas zu hoch gegriffen. Tatsächlich ist es nämlich so, dass der implantierte Chip ja nichts anderes ist als ein Signalgeber. Man könnte ihn

⁵ <http://www.brainfingers.com> (URL vom 6.1.2002)

genauso gut in der Tasche herumtragen. Aus drei Gründen verdient Warwick dennoch Erwähnung.

Erstens: Sein neuestes Projekt besteht abermals aus einem Arm-Implantat. Diesmal aber soll es sich um ein System handeln, das direkt auf einen Nervenstrang in Warwicks linkem Arm aufsetzt. Das Projekt hätte im November 2001 durchgeführt werden sollen, wurde aber wegen fehlender Bewilligungen der Aufsichtskommission verschoben. Warwick hofft, das Experiment im Februar 2002 durchführen zu können. Der Sensor besteht aus einer Kette ringförmig angeordneter Mikroelektroden, welche um den Nervenstrang herum gewickelt werden. Einzelne spitze Fortsätze sollen direkt in die Axone einzelner Nervenzellen gestochen werden. Sicherlich sind Zweifel berechtigt, ob schon das überhaupt möglich ist – der Arm mit dem Implantat wird ja noch nicht mal ruhig gestellt, und dass die Neuriten diesen Eingriff unbeschadet überstehen, steht keineswegs fest. Leider spezifiziert Warwick den genauen Versuchsaufbau nicht, so dass man hier die resultierende Fachpublikation abwarten muss.



Abbildung 7: Diese Bilder zeigen den ersten Chip, den sich Kevin Warwick temporär implantieren liess. Der Chip befindet sich in dem kleinen, pillenförmigen Röhrchen, das im rechten Bild zu erkennen ist.

Ein zweiter Punkt an Warwicks Projekt, der aufhorchen lässt, erinnert an das in 2.5.1 vorgestellte Unterarm-EMG-Interface: Warwick will mit seinem zweiten Implantat Efferenzen nicht nur aufzeichnen, sondern diese auch wieder zurückspielen. Bewegt er seine Finger, so registriert der Computer die entsprechenden Potentiale, die über die Sensornadeln gemessen werden. Danach will man versuchen, diese Signale wieder zurückzuspielen, um die exakt gleiche Fingerbewegung vom Computer aus initiieren zu können.

Für sehr hypothetisch, aber spannend, halte ich die Hoffnung Warwicks, im Arm die neuronalen Aktivationsmuster von Schmerz, Wärme, Kälte etc. aufzeichnen und als afferente Signale wieder zurückspielen zu können. Weil eine wissenschaftliche Publikation zu diesem zweiten Projekt noch aussteht, kann ich nicht sagen, wie er das genau machen will. Jedenfalls nicht über die Sensoren, welche in den efferenten Axonen stecken. Eine Zuordnung der entsprechenden afferenten Fasern und das gezielte Innervieren derselben über Elektroden halte ich für chirurgisch sehr schwierig machbar – Kevin Warwicks Arm ist ja schliesslich kein Froschschenkel – aber ich lasse mich gerne eines Besseren belehren.

Meiner Auffassung nach verdient sich Warwick die ihm zu teil werdende Aufmerksamkeit weniger wegen der beiden Implantat-Projekte, sondern wegen der philosophischen Implikationen, mit denen er die beiden Projekte ausführlich kommentiert. Auf einige diese Implikationen werde ich in Kapitel 3 näher eingehen.

2.7 FES-Interfaces

Wenn wir uns mit Mensch-Computer-Schnittstellen befassen, dürfen wir die Funktionale Elektrische Stimulation (FES) nicht ausser Acht lassen. Dabei handelt es sich um ein Verfahren, das sich seit den sechziger Jahren im klinischen Einsatz bewährt hat. Prinzipiell geht es darum, Bewegungsfunktionen der Gliedmassen wiederherzustellen. Krankheiten oder Verletzungen, welche Lähmungen zur Folge haben, schädigen ja oft nicht die Effektororgane, sondern lediglich die zu ihnen führenden Nervenleitungen. Die Muskulatur selber bleibt intakt und kann mittels Funktionaler Elektrischer Stimulation einen Teil der Funktionalität wieder zurück erhalten.

Die Arbeitsweise von FES ist simpel: Auf dem noch funktionsfähigen Muskel, der nicht mehr kontrolliert werden kann, werden Elektroden angebracht, entweder auf der Hautoberfläche oder auch als Implantat. Über diese Elektroden werden dem Muskel elektrische Impulse gesendet, worauf sich dieser kontrahiert. Aber wie steuert man diese Impulse? Zu diesem Zweck werden in einigen FES-Systemen Sensoren auf einem noch beweglichen Körperteil installiert, zum Beispiel über der Brust. Auch die Sensoren können auf der Hautoberfläche angebracht oder implantiert werden. Mittels feiner Bewegungen des Patienten löst dieser die Sensoren aus, worauf sie das Signal zur Kontraktion an die Elektroden auf dem Effektor-muskel übermitteln.

FES kann übrigens auch ganz ohne willentliche Steuerung von Nutzen sein: So kommt es etwa in Teilprothesen zum Einsatz, welche den bei Schlaganfall-Patienten häufig auftretenden Stolperschritt behebt. Dabei sitzt im Kniebereich ein Sensor, der die Beugung des Gelenks registriert. Ist sie gross genug, wird ein Signal an eine Elektrode über der Wade ausgesendet, woraufhin sich der Fuss anwinkelt und die Stolper- und Sturzgefahr reduziert.

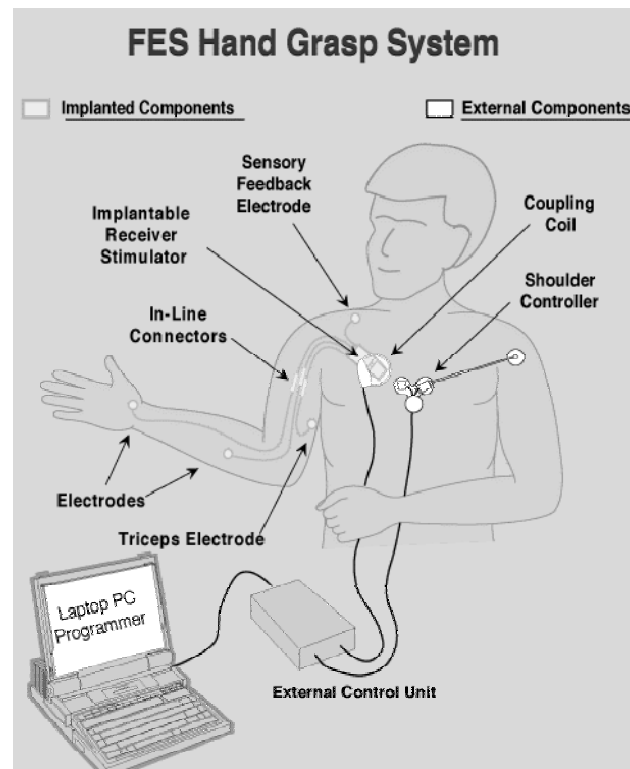


Abbildung 8: Das am Cleveland FES Center entwickelte "Hand Grasp System" kann Tetraplegikern die elementarsten Funktionen der Hand zurückzugeben.

FES eignet sich vor allem bei Unterbrechungen im Signalfluss zwischen Gehirn und Rückenmark, wie sie bei Hirnschlag, Kopfverletzungen oder Amyotropher Lateraler Sklerose (ALS) vorkommen. Weniger erfolgreich ist FES, wenn die Unterbrechung zwischen dem Rückenmark und der Muskulatur liegt, also etwa bei peripheren Verletzungen oder Polio.

Ein Beispiel einer kommerziellen Umsetzung von FES findet sich bei der Firma Neurocontrol.⁶ Deren „Freehand“-System ähnelt sehr dem in Abbildung 8 vorgestellten Hand Grasp System des Cleveland FES Center. Daneben bietet Neurocontrol ein FES-System namens Vocare zur Kontrolle von Blasen- und Sphinctermuskeln bei Querschnittlähmung an.

⁶ <http://www.neurocontrol.com> (URL vom 6.1.2002)

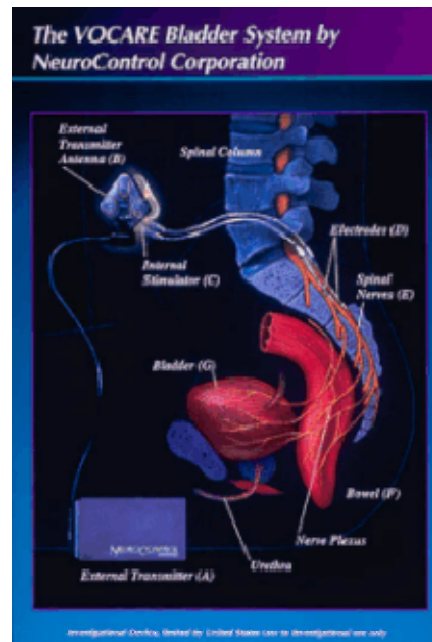


Abbildung 9: FES kann auch eingesetzt werden, um Querschnittgelähmten die Kontrolle über die Blasen- und Darmentleerung zu ermöglichen. Das gezeigte System ist kommerziell erhältlich.

Eine interessante Variante von FES wird an der University of Alberta in Kanada entwickelt. Der Unterschied zu herkömmlichen Systemen liegt darin, dass die Elektroden für die Abgabe der Steuerimpulse nicht auf den quergestreiften Muskeln liegen, sondern direkt im Rückenmark. Bei den Elektroden handelt es sich um haarfeine Drähte, welche offenbar in einer einzigen Operation hinreichend genau installiert werden können, um eine teilweise Beweglichkeit der Beine wiederherstellen zu können.

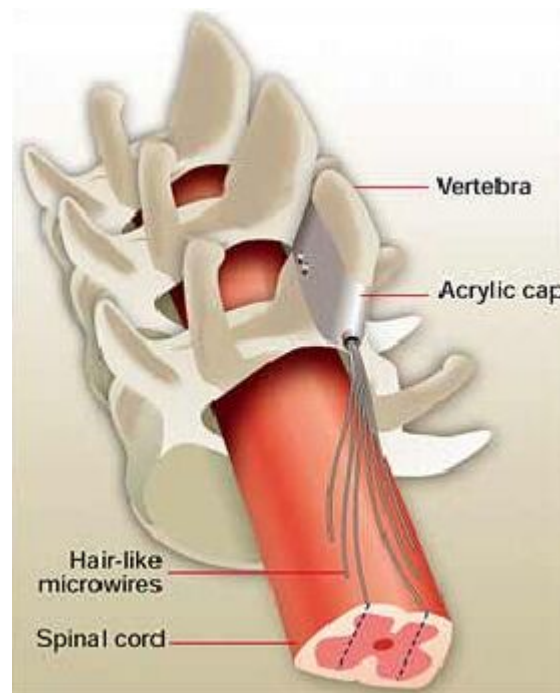


Abbildung 10: Eine Alternative zur Platzierung der FES-Elektroden auf der Muskulatur besteht darin, diese direkt ins Rückenmark zu implantieren.

2.8 EOG-Interfaces

Ein anderer Ansatz, mit dem man Computer steuern kann, bedient sich eines anderen biologischen Körpersignals: Des Cornea-Retina-Potentials nämlich. Dieses entsteht, weil die Retina, als Ort mit der grössten Stoffwechselaktivität im Auge, eine leicht negative Spannung gegenüber der Cornea aufweist. Dieses corneoretinale Potential ist ungefähr parallel zur Blickrichtung ausgerichtet und folgt dieser bei Augenbewegungen nach, was zu Potentialschwankungen führt. Die Aufzeichnung derselben ergibt das Elektrookulogramm, welches – genau wie das in Abschnitt 2.5 vorgestellte EMG – in Kontrollimpulse übersetzt werden kann, mit denen beispielsweise ein Computer bedient werden kann.

Die Steuerung eines Computercursors ist denn auch die Paradedisziplin von EOG-Interfaces, denn die Analogie zwischen den Vektoren des Blickes und des Cursors ist offensichtlich. Will beispielsweise ein Patient den Cursor nach rechts bewegen, so liegt es nahe, dies mit einem Blick in die entsprechende Richtung auszulösen (Lusted & Knapp 1996).

Eine beispielhafte Implementierung eines EOG-Interfaces wurde am Computer Science Department der State University of New York realisiert (Kaufman, Bandopadhyay & Shaviv 1993). Die Forschergruppe um Kaufman et al. berichtet, ein EOG-Interface auf Basis einfacher Standardkomponenten entwickelt zu haben, mit dem sich eine Präzision der Cursor-

Bewegung von 2° in vertikaler und 1.5° in horizontaler Richtung erreichen lässt. Für die Potentialmessung dienen zwei Elektroden, welche posteriolateral zum äusseren Canthus positioniert wurden. Deren Potentialdifferenz zu einem Referenzpunkt am Handgelenk oder am Ohr läppchen wurde gemessen und nach Verstärkung an einen Analog/Digital-Konverter in einem PC weitergeleitet. Die Auswertung des Signals geschieht dann auf einem Sun-Computer – weshalb, wird im Artikel nicht näher spezifiziert.



Abbildung 11: Positionierung der Elektroden beim EOG-Interface von Kaufman et al.

Für die Registrierung der Blickrichtung würde es genügen, lediglich an einem Auge Elektroden zu platzieren, denn die Bewegungen der beiden Augäpfel sind weitgehend konjugiert. Um jedoch unilaterales von bilateralem Blinzeln unterscheiden zu können, wurden dennoch Elektroden an beiden Augen angebracht. Dies ermöglichte die Implementierung einer wichtigen Zusatz-Funktion: Die Potentialunterschiede zwischen den Augen können, analog zum stereoskopischen Sehen, für die Abschätzung der Distanz zum betrachteten Objekt verwendet werden. Wird der Kopf nun vom Bildschirm weg zu einem anderen Objekt im Raum gedreht, so vergrössert sich diese Distanz. Das System signalisiert nun dem Computer, dass er mit der Verarbeitung der Daten aus den Elektroden pausieren soll, so lange, bis der Benutzer wieder den Bildschirm fokussiert.

Was aber, wenn ein Objekt fokussiert wird, das sich in gleicher Distanz zum Betrachter befindet, wie der Computerbildschirm? Gemäss dem eben Beschriebenen müsste hier die Verarbeitung weitergehen und irrtümliche Effekte auf dem Computer hervorrufen. Deshalb haben Kaufman et al. eine zweite Methode entwickelt, um einen veränderten Fokus detektieren zu können. Dazu wird in einer Trainingssession die Geschwindigkeit der bei normaler Bedienung auftretenden Sakkaden registriert und als Norm verwendet. Eine Sakkade, welche den Blick weg vom Computerbildschirm bewegt, ist normalerweise wesentlich schneller und län-

ger und kann vor dem Hintergrund der Norm-Sakkade dazu verwendet werden, das Interface auf „Standby“ zu schalten.

Um eine graphische Benutzeroberfläche steuern zu können, benötigt man neben des Cursorvektors auch die Fähigkeit, Elemente auswählen zu können, etwa über Klick und Doppelklick. Diese Funktion ist ebenfalls über das EOG zu realisieren, nämlich über das Blinzeln. Einmal Blinzeln bedeutet einen Klick, zweimal einen Doppelklick.

Wie beim EMG-Interface unterliegt auch das EOG-Signal ständigen elektrischen Störeinflüssen. Im vorliegenden Beispiel wurde das Signal daher gefiltert und geglättet, um möglichst eindeutige Steuerimpulse für die Software zu erhalten. Das ist nicht vollständig gelungen, wie die Resultate zweier Experimente zeigen. Das erste Experiment bestand darin, mit den Augen einem Cursor auf dem Bildschirm zu folgen. Im zweiten mussten Schaltflächen auf dem Bildschirm angeklickt werden.

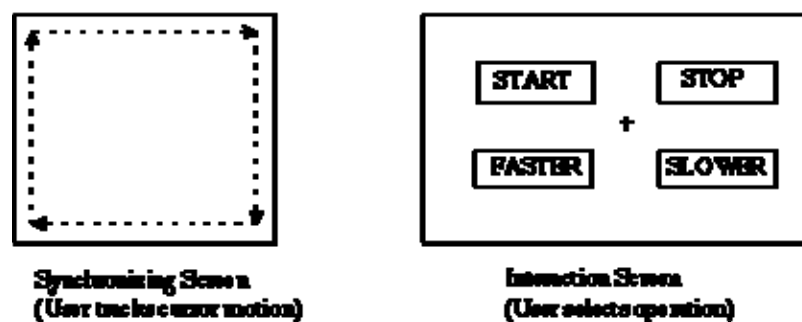


Abbildung 12: Mit diesem Experiment wurde die Funktionsfähigkeit des EOG-Interfaces von Kaufman et al. überprüft. Im linken Task musste ein sich bewegendender Cursor mit den Augen verfolgt werden. Der rechte Task bestand darin, Schaltflächen anzuklicken.

(1) Correct Menu Selections	62%
(2) Correct Horizontal Detection	63%
(3) Correct Vertical Detection	90%
(4) Correct Menu Selections (Four Corner Squares Only)	87%
(5) Correct Horizontal Detection (Four Corner Squares Only)	99%
(6) Correct Menu Selections (Two Center Squares Only)	Random (approx. 1 / (3x2) %)
(7) Correct Horizontal Detection (Two Center Squares Only)	Random (approx. 1 / (3x2) %)
(8) Correct Vertical Detection (Two Center Squares Only)	92%

Tabelle 2: Die Ergebnisse aus der Funktionsüberprüfung des EOG-Interfaces. Es fällt auf, dass der wichtigste Task (1) nur eine wenig zufrieden stellende Erfolgsrate erreicht.

Die in Tabelle 2 aufgeführten Ergebnisse aus den beiden Tasks lassen Ernüchterung aufkommen. Kaufman et al. führen drei Gründe an, weshalb die Präzision des Systems noch zu wünschen übrig lässt:

- Ständige kleine Kopfbewegungen der VPn führen zu Potentialverschiebungen, welche nicht auf Augenbewegungen basieren. Die implementierten Filter konnten diese Schwierigkeit nicht bewältigen.
- Es existiert eine dauernde Schwankung im Signal, die auf Schwitzen, leicht verrutschte Elektroden etc. zurückzuführen ist. Daher musste das gesamte Signal gemittelt werden, was einen schlechteren Signal/Rausch-Abstand zur Folge hatte.
- Das selbst gebastelte Analog/Digital (A/D) Konverterboard hat sich selbst durch Interferenzen gestört. Ein Signal im horizontalen Kanal erzeugte ein entsprechendes, schwaches Signal im vertikalen Kanal und umgekehrt.

Kaufman et al. machen folgende Verbesserungsvorschläge: Zunächst soll ein neues A/D-Board gebaut werden, um die Interferenzeinflüsse minimieren zu können. Dieses soll anstatt zweier Kanäle vier pro Auge aufzeichnen können, was zusätzlich zu einer höheren Auflösungsgenauigkeit führen soll. Des weiteren soll dereinst ein einfacher anzulegendes Input-Device entwickelt werden. Die einzelnen Elektroden ums Auge rum anzukleben ist mühsam und kann nicht von der Anwenderin alleine bewerkstelligt werden. Angestrebt wird ein Gerät, das wie eine Brille aufgesetzt werden kann.

2.9 Cochlea-Implantat

Bislang haben wir Mensch-Maschine-Schnittstellen betrachtet, welche Efferenzen des Nervensystems für die Steuerung von peripherem Muskelgewebe oder Computern nutzbar machen. Das ist sinnvoll, wenn es darum geht, Lähmungen zu kompensieren oder die Fähigkeiten des menschlichen Körpers zu verbessern. Es gibt aber auch Schnittstellen, welche Informationen von ausserhalb des Körpers aufnehmen, sie verarbeiten und als Afferenzen zum Gehirn übermitteln. Diese kommen zum Einsatz, wenn sensorische Organe nicht mehr richtig funktionieren, etwa das Ohr oder das Auge (siehe Abschnitt 2.11).

Beim Cochlea-Implantat handelt es sich um ein Interface, das bei gehörlosen Patienten zum Einsatz kommt, deren afferente Nervenleitungen noch intakt sind und bei denen lediglich die

auditorischen Sinneszellen, die Haarzellen also, geschädigt sind, sei es durch Unfall oder Krankheit. Ein typisches Beispiel für eine Erkrankung, welche die Haarzellen schädigen kann, ist die Meningitis. In den Fällen, in denen die Haarzellen abgestorben sind, helfen normale Hörgeräte nichts. Diese verstärken nämlich lediglich die Schallwellen, welche durch den Gehörgang ins Ohr gelangen, setzen aber eine Restfunktionalität der Haarzellen voraus. Stattdessen muss der Hörnerv direkt stimuliert werden, und genau das wird mit dem Cochlea-Implantat erreicht. Obwohl es unterschiedliche Ansichten darüber gibt, welche Voraussetzungen ein Empfänger eines Cochlea-Implantats mitbringen muss, gibt es einige allgemeine Grundsätze: Der Empfänger sollte mindestens zwei Jahre alt sein, einen schweren bilateralen Hörschaden aufweisen und auf herkömmliche Hörgeräte nicht ansprechen. Darüber hinaus erfordert die erfolgreiche Anwendung des Implantats ein intensives postoperatives Training, was eine entsprechend hohe Motivation voraussetzt.⁷

Wie funktioniert das Cochlea-Implantat? Genau wie bei den in den vorhergehenden Abschnitten vorgestellten efferenten Interfaces werden auch hier die defekten Teile eines Funktionskreises übersprungen und durch ein technisches Substrat ersetzt. Beim Cochlea-Implantat bedeutet dies, dass der Schall von einem Mikrofon aufgenommen und nach einer Signalverarbeitung an die auditorischen Nervenfasern weitergegeben wird. Ein solches System besteht sinnvollerweise aus zwei Komponenten. Eine davon ist ausserhalb des Körpers angeordnet und beinhaltet ein Mikrofon, eine DSP-Einheit zur elektronischen Aufbereitung des Signals und die Stromversorgung. Die zweite Komponente stellt das eigentliche Implantat dar und wird direkt in das Ohr implantiert. Sie enthält lediglich einen Empfängerbaustein sowie die zur Excitation der Nerven benötigten Elektroden.

⁷ Einige Gehörlose lehnen Cochlea-Implantate und teilweise auch normale Hörgeräte aus prinzipiellen Überlegungen ab: Gehörlosigkeit behindere ihre Lebensweise nicht, sondern erfordere lediglich angepasste Verhaltensweisen. Gehörlose seien keine Behinderten. Cochlea-Implantate seien daher abzulehnen, weil ansonsten diejenigen, die kein solches Implantat besitzen, stigmatisiert würden. Dieser Auffassung mag man sich anschliessen oder nicht – ich finde, das sollte jeder Gehörlose für sich entscheiden. Zynisch gegenüber anderen Behinderten finde ich die Aussage, Gehörlose seien keine Behinderten. Sind denn andere Behinderungen mehr oder weniger zu stigmatisieren als Gehörlosigkeit? Wohl kaum, sondern Stigmatisierung jeder Behinderung ist abzulehnen.

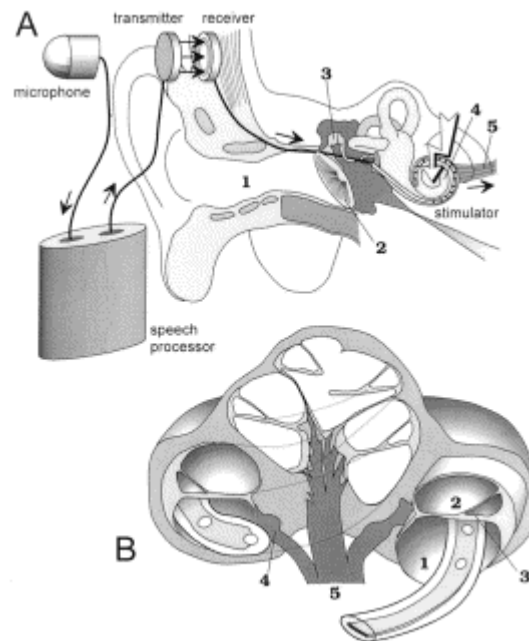


Abbildung 13: Das Schema eines Cochlea-Implantats. Die Pfeile geben die Richtung des Informationsflusses an.

Bevor das System funktioniert, muss die Patientin wie erwähnt ein Trainingsprogramm durchlaufen, damit die DSP-Einheit angepasst werden kann. Dieses Training kann mehrere Wochen bis Monate dauern. Schliesslich sollen ja gesprochene Worte auch als solche im auditorischen Cortex ankommen und nicht als Verkehrslärm, und umgekehrt. Wegen der interindividuellen Variabilität des Implantats kann dieses Training erst postoperativ geschehen.

Zwar gibt es im auditorischen Nerv 30'000-40'000 einzelne Nervenfasern, doch beim heutigen Stand der Technik können diese vom Implantat nicht alle distinkt angesprochen werden. Stattdessen kommen nur zwischen 6-22 Elektroden zum Einsatz. Diese können wegen der tonotopischen Organisation des auditorischen Systems entlang der Windungen der Cochlea angeordnet werden, genau wie die Haarzellen selber. Die Qualität der somit erreichten Hörwahrnehmung hängt von der Anzahl der verwendeten Elektroden und der Breite des pro Elektrode rezipierten Spektrums ab. Eine höhere Elektrodenzahl bietet demnach eine bessere Frequenzauflösung als eine niedrige. Der Grund, weshalb dennoch nicht einfach Implantate mit hunderten oder gar tausenden von separaten Elektroden eingepflanzt werden können, liegt in der Gefahr des Übersprechens: Wenn zwei benachbarte Elektroden zu nahe beieinander liegen, entstehen Interferenzen zwischen den beiden Kanälen. (Hartmann & Klinke 1984). Eine mögliche Lösung dieses Problems, an der momentan geforscht wird, könnte die zeitliche Aufspaltung der Innervation darstellen. Dabei wird zu einem bestimmten Zeitpunkt nur eine

Elektrode aktiviert, dann die nächste und so weiter. Man nennt dies „sequentielle Stimulation“, im Gegensatz zur oben beschriebenen „simultanen Stimulation“.

Die ersten Implantate bestanden aus nur einer einzigen Elektrode, dementsprechend bescheiden waren die Erfolge hinsichtlich der Audioqualität. Später wurden sogenannte Microelectrode Arrays (MEA) eingeführt, welche das akustische Spektrum in mehrere Bänder aufgeteilt auf den Hörnerv übertragen können. Die Elektroden sind dabei auf einem gewundenen Träger aufgebracht, der in die Cochlea eingeführt wird. Dabei muss darauf geachtet werden, dass die Elektroden möglichst nahe bei den Stellen auf dem Corti-Organ zu liegen kommen, an denen natürlicherweise das korrespondierende Frequenzband verarbeitet wird. Ein Problem beim operativen Eingriff ist, dass beim Einführen des MEA rasch empfindliche Teile der Cochlea beschädigt werden können. Das bedeutet, dass potentiell ein noch vorhandenes Resthörvermögen beim Eingriff verloren gehen kann. Burton, Shepherd und Clark (1996) weisen hingegen darauf hin, dass solche Schädigungen heute kaum noch vorkommen und dass die Implantate generell gut vertragen werden. Damit ein Cochlea-Implantat zufrieden stellend funktioniert, müssen nach Cohen (1997) drei Eckpunkte erfüllt sein: Die Elektrode muss vollständig in die Cochlea eingeführt werden, es muss ein gutes Training erfolgen und es muss eine ausreichende Anzahl von funktionierenden Ganglienzellen vorhanden sein.

Eine immer wieder auftretende Schwierigkeit besteht darin, dass das Mikroelektroden-Array im Falle einer Verknöcherung der Cochlea nicht vollständig eingeführt werden kann. Der Einsatz eines Bohrers ist aus mechanischen Gründen nur bis zur ersten basalen Windung angezeigt. Eine mögliche Lösung besteht darin, das MEA überhaupt nicht am Stück in die Cochlea einzuführen. Stattdessen kann man mehrere kleine Löcher bohren und einzelne Elektroden durch diese stecken. Das klingt einfach, ist aber operationstechnisch schwierig. Chouard (1994) berichtet aber, dass dieses Verfahren gut funktioniert, vor allem auch deshalb, weil so eine genauere Anordnung der Elektroden gemäss der Tonotopie erreicht werden kann. Eine Variante zu diesem Verfahren ist es, ein zweigeteiltes Mikroelektroden-Array zu verwenden, wobei der eine Teil konventionell in die erste basale Windung eingeführt wird. Für die Platzierung des anderen Teils in die zweite Windung muss die Cochlea eröffnet werden (Lenarz, Battmer, Lesinski & Parker).

Der Erfolg eines Cochlea-Implantats kann bei keinem Patienten genau vorausgesagt werden. Am häufigsten schlägt die Behandlung aber bei Menschen fehl, die von Geburt an taub sind. Ebenfalls schlechter ist die Prognose bei Kindern, die ihr Gehör verloren haben, bevor sie Sprechen lernten. Die Begründung dafür liegt auf der Hand: Vermutlich fehlen hier die synaptischen Verbindungen im Gehirn, welche die entsprechenden auditorischen Afferenzen verarbeiten müssten.

Eine weitere Frage, welche sich Neurochirurgen stellen müssen, ist die Art der Verbindung zwischen dem Implantat und den externen Gerätschaften (Mikrofon, Batterie etc.). Normalerweise werden transkutane Verbindungen verwendet, bei denen die Haut intakt bleibt und Signale über elektromagnetische Felder übertragen werden. Die perkutane Variante, bei der feine Drähte durch die Haut führen, erlaubt aber eine leichter zu wartende Verbindung zwischen externen und internen Komponenten. Ausserdem treten bei der zweiten Variante keine Beeinträchtigungen von MRI-Untersuchungen auf, was gerade bei Cochlea-Patienten von grosser Wichtigkeit sein kann.

Inzwischen verfügen mehrere Tausend Menschen weltweit über ein Cochlea-Implantat. Die Mehrheit von ihnen ist in der Lage, 80% einer Konversation zu verstehen, Geräusche aus der Umwelt wahrzunehmen und sogar Musik zu hören. Einige Einschränkungen aber bleiben bestehen: So sinkt etwa die Wahrnehmungsleistung vor einer lauten Geräuschkulisse ab.⁸ Das Cochlea-Implantat ist nicht nur hinsichtlich der verarbeiteten Frequenzbänder limitiert, sondern bietet auch einen im Vergleich zum natürlichen Hören deutlich verminderten Dynamikumfang.

2.10 Auditorisches Hirnstamm-Implantat

In Fällen, wo nebst den Haarzellen auch der Hörnerv geschädigt worden ist (beispielweise durch eine operative Schädigung wegen einer Tumor-Entfernung), kann versucht werden, direkt die auditorischen Pfade im Hirnstamm anzusprechen. Ein auditorisches Hirnstamm-Implantat (Auditory Brain Stem Implant, ABI) auf Höhe des Nucleus Cochlearis kann entweder über feine Nadelelektroden oder über oberflächlich anliegende Elektroden realisiert werden, wobei erstere bessere Erfolge zu zeitigen scheinen (El Kashlan, Niparko, Altschuler & Miller 1991).

⁸ Das passiert natürlich einem gesunden Hörenden auch, aber hier macht eben das eingeschränkte Hören über das Cochlea-Implantat oftmals gerade den feinen Unterschied aus, der es den kognitiven Prozessen der Signalverarbeitung ermöglichen würde, aus einer Geräuschkulisse eine einzelne Stimme herauszufiltern.

Von grosser Bedeutung für das korrekte Funktionieren des Implantats ist die richtige Positionierung der Elektroden in einer lateralen Cavität des vierten Ventrikels (Brackmann et al. 1993). Ansonsten kann es vorkommen, dass nicht nur die Hörbahnen nicht optimal mit den künstlichen Stimuli versorgt werden, sondern sogar noch benachbarte Nervenbahnen aus unterschiedlichen Funktionskreisen stimuliert werden, was unvorhersagbare Konsequenzen haben kann.

Eine Frage, welche die behandelnden Neurologen stellten, war, wie lange die Implantate funktionieren würden und ob sie allenfalls durch langsame Plastizität im Operationsgebiet den Kontakt zu den gewünschten Nervenbahnen verlieren würden. Wie Shannon et al. (1993) berichten, ist die Langlebigkeit aber über mehr als zehn Jahre gegeben. Der auditorische Erfolg für die Patienten sei in etwa vergleichbar mit dem eines Einzel-Elektroden-Cochlea-Implantats.

2.11 Retina-Implantat

Blindheit kann die Folge einer Vielzahl unterschiedlicher Erkrankungen sein. Sehr oft ist es die Retina, welche von degenerativen Vorgängen soweit geschädigt ist, dass Patienten vollkommen blind werden. Es ist verständlich, dass weltweit nach Lösungen gesucht wird, um blinden Menschen ihr Augenlicht zurückzugeben. Anders als beim in 2.9 vorgestellten Cochlea-Implantat, ist die Technik beim Retina-Implantat leider noch nicht so weit, als dass dieses für längere Zeit im Auge des Patienten verbleiben könnte. Es laufen jedoch weltweit vielversprechende Versuche. Im Folgenden gebe ich einen Überblick über die Möglichkeiten, die vielleicht schon in wenigen Jahren Blinde wieder sehend machen werden.

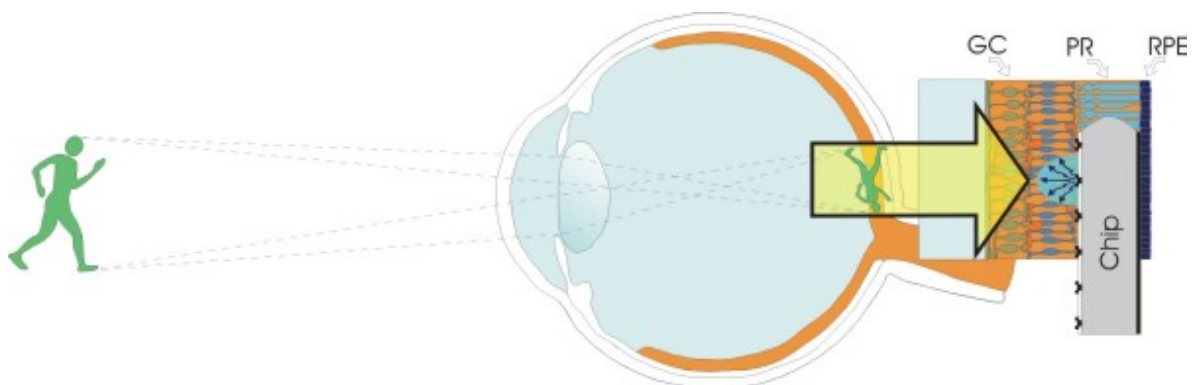


Abbildung 14: Der grundsätzliche Aufbau eines Subretinal-Implantats.

Um das durch die Linse ins Auge fallende Licht verarbeiten zu können, verfügt eine gesunde Retina über circa 120 Millionen Stäbchen und sechs Millionen Zapfen. Die Information dieser primären Sinneszellen konvergiert auf ungefähr einer Million Ganglienzellen. Dies gewährleistet nicht nur ein hohes Auflösungsvermögen des menschlichen Auges, sondern bietet auch die Grundlage für schnelle, vor-corticale „Bildverarbeitungs“-Prozesse, welche etwa Bewegungen detektieren helfen oder Kontraste verstärken. Die besten elektronischen CCD-Chips hingegen sind heute lediglich in der Lage, drei bis fünf Millionen Pixel pro Quadrat-zentimeter aufzulösen. Es liegt auf der Hand, dass schon allein wegen der reduzierten Sensordichte die Qualität des resultierenden visuellen Eindrucks nicht mit dem eines gesunden Auges konkurrieren kann.

Doch zunächst gilt es, noch ganz andere Probleme zu lösen: Die Implantate sind nämlich noch nicht ausreichend biokompatibel, als dass man sie längere Zeit im Auge lassen könnte. Die Augenflüssigkeit greift die Fremdkörper an und löst sie auf. Entsprechend müssen sie nach einigen Stunden bis Tagen wieder entfernt werden. Die meisten Versuche mit Retina-Implantaten wurden daher bisher im Tierversuch (an Hasen oder Schweinen) durchgeführt. Ein weiteres Problem liegt darin, dass die Elektroden des künstlichen Sensors möglichst genau mit den richtigen Nervenzellen verbunden werden müssen, was alles andere als trivial ist.

Die prinzipielle Funktionsweise des Retina-Implantats ist wie folgt: Ein Multielektroden-Array (MEA) erhält von einem Lichtsensor Impulse und gibt diese an die retinalen Ganglienzellen weiter. Der Lichtsensor kann verschiedenartig ausgeführt sein, zum Beispiel aus Lichtempfindlichen Dioden, die im CMOS-Verfahren auf einen Chip aufgebracht werden, oder über externe Geräte, die etwa in einer Brille untergebracht werden können. Grundsätzlich gibt es zwei unterschiedliche Verfahren, wie ein MEA in die Retina implantiert werden kann.

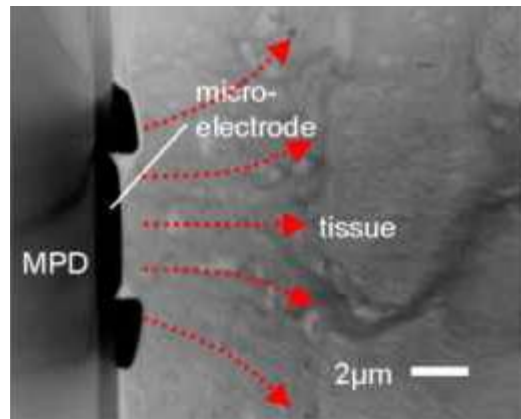


Abbildung 15: Ein implantierter Photosensor (Micro-Photodiode) gibt Impulse an die über ihm liegenden Zellen ab.

Beim epiretinalen Implantat kommt das MEA „auf“ die Retina zu liegen, also zwischen die retinalen Ganglien und den Glaskörper (Eckmiller 1997). Anders beim subretinalen Implantat: Dieses kommt „unter“ die Retina zu liegen, direkt dorthin, wo die Photorezeptoren natürlicherweise liegen (Chow & Chow 1997). Bei der epiretinalen Variante ist die Distanz zwischen den Elektroden und den Ganglienzellen kleiner, weshalb diese direkter stimuliert werden können. Der Vorteil eines subretinalen Implantats hingegen ist, dass die Elektroden hier die Funktion der Photorezeptoren übernehmen und bei Beleuchtung einen Stimulus auslösen können. Die weitere Verarbeitung kann dann von den darüber liegenden Schichten der Retina übernommen werden, sofern sie noch intakt sind. Beim epiretinalen Implantat hingegen muss eine ausgefeilte elektronische Signalverarbeitung zum Einsatz kommen, um aus dem eintreffenden Licht Reize zu generieren, welche denen einer gesunden Retina nahe kommen.

Eine Schwierigkeit beim subretinalen Implantat besteht darin, dass bei einer Degeneration der Rezeptorzellen früher oder später auch die eigentlich nicht direkt von der Krankheit betroffenen Schichten der Retina einen mehr oder weniger grossen Teil ihrer Leistungsfähigkeit einbüßen, einfach weil sie bei Nichtbenutzung quasi „einrosten“. Santos et al. (1997) berichten aber, dass die verbleibende Funktionalität dieser Schichten für die Verarbeitung der Signale eines künstlichen Rezeptors durchaus genügen müsste.

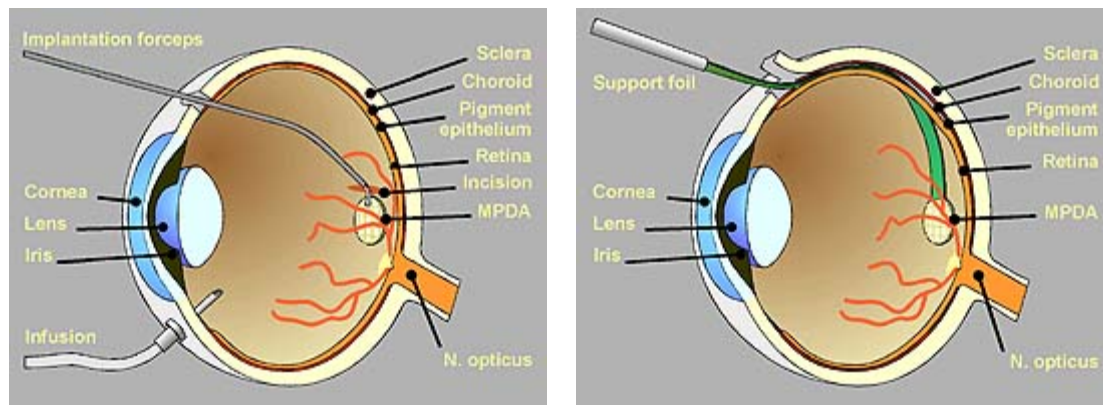


Abbildung 16: Zwei Verfahren, mit denen ein Implantat eingesetzt werden kann: Links direkt von vorne durch den Glaskörper, rechts mittels eines flexiblen, seitlich am Glaskörper vorbei geschobenen Werkzeugs.

Retina-Implantate werden üblicherweise von vorne ins Auge eingesetzt. Die nötige Operation ist schwierig, denn die Retina ist sehr dünn und weich. Beim epiretinalen Implantat muss an der Stelle, an der das Implantat zu liegen kommt, der Glaskörper grosszügig entfernt werden, weil ansonsten keine gute Verbindung mit der Retina zustande kommt. Beim subretinalen Implantat muss die Retina mit einem kleinen Schnitt eröffnet werden, so dass die innere Retina vom Pigmentepithel getrennt und das Implantat dazwischen eingeführt werden kann.

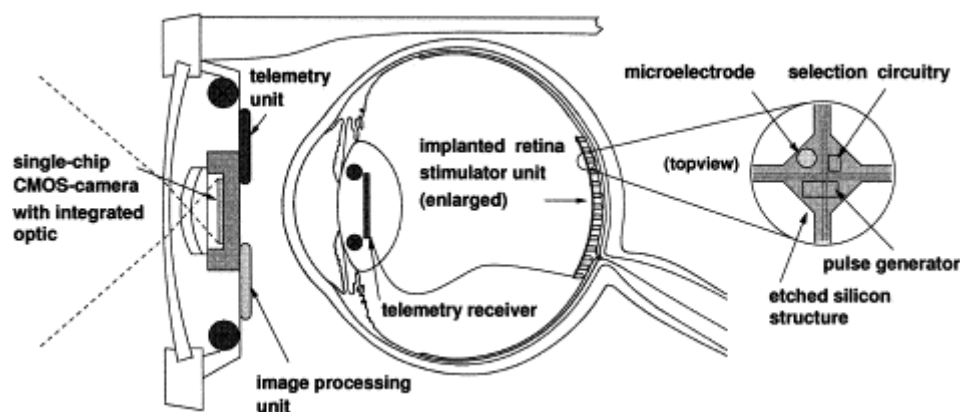


Abbildung 17: Bei epiretinalen Implantaten ist es üblich, den Sensorchip mit den künstlichen Photorezeptoren ausserhalb des Körpers zu implementieren. Im gezeigten Beispiel wurde er in eine Brille integriert. (Schwarz et al. 2000)

Erwähnenswert ist die Methode, mit welcher im Tierversuch überprüft werden kann, ob das Retina-Implantat überhaupt funktioniert – man kann die Tiere ja schlecht fragen. Man bedient sich hier eines Tricks, indem man einfach die Antwort des visuellen Cortex auf die eintreffenden Sinnesreize beim Versuchstier mit der eines gesunden Tieres vergleicht. Stimmen diese sogenannten Visuell Evozierten Potentiale (VEP) überein, kann man davon ausgehen, dass

das Implantat funktioniert (Chow & Chow 1997). Auf die Visuell Evozierten Potentiale gehe ich in Abschnitt 2.12.1 in anderem Zusammenhang genauer ein.

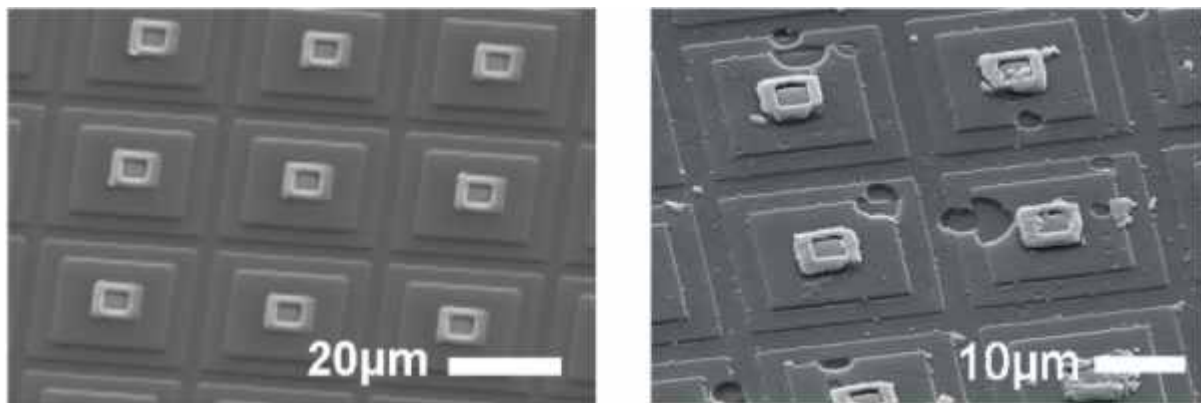


Abbildung 18: Ein Problem bei Retina-Implantaten ist die Biostabilität, denn die Augenflüssigkeit greift den implantierten Fremdkörper an. Die Abbildung links zeigt einen neuen Sensorchip mit intakten Photodioden. Rechts derselbe Chip nach zehn Monaten im Auge eines Hasen.

Es macht den Anschein, als könnte das Retina-Implantat schon in wenigen Jahren kommerziell verfügbar werden. Doch zunächst gilt es noch, einige weitere Probleme zu lösen, die ich hier kurz erwähnen werde. Zunächst: Die als Photorezeptoren verwendeten Dioden sind noch zu unempfindlich, als dass sie bei Dämmerlicht funktionieren würden. Es muss schon eine sommerliche Mittagssonne scheinen, damit die Rezeptoren genügend Licht erhalten, das sie in elektrische Signale für die Elektroden umwandeln können. Eine Lösung könnte sein, das Aussenlicht zu verstärken und mittels eines auf einer Brille sitzenden Lasers auf die MEAs zu projizieren. Dieses Verfahren kann nur bei epiretinalen Implantaten zum Einsatz kommen, weil ansonsten der Laserstrahl andere Zellschichten zerstören könnte. Bei epiretinalen Implantaten muss ausserdem, wie oben erwähnt, eine ausgefeilte Signalverarbeitung implementiert werden. Verschiedene Verfahren stehen zur Diskussion, die vor allem versuchen, die rezeptiven Felder der Retina nachzubauen (Eckmiller 1997). Bei subretinalen Implantaten besteht diese Schwierigkeit nicht, sofern die noch funktionierenden retinalen Schichten die Verarbeitung zu übernehmen in der Lage sind. Subretinale Implantate behindern allerdings die Zufuhr von Sauerstoff und Nährstoffen zur Retina, weshalb man subretinale MEAs entwickeln muss, welche genügend Löcher für den Nährstofftransport aufweisen.

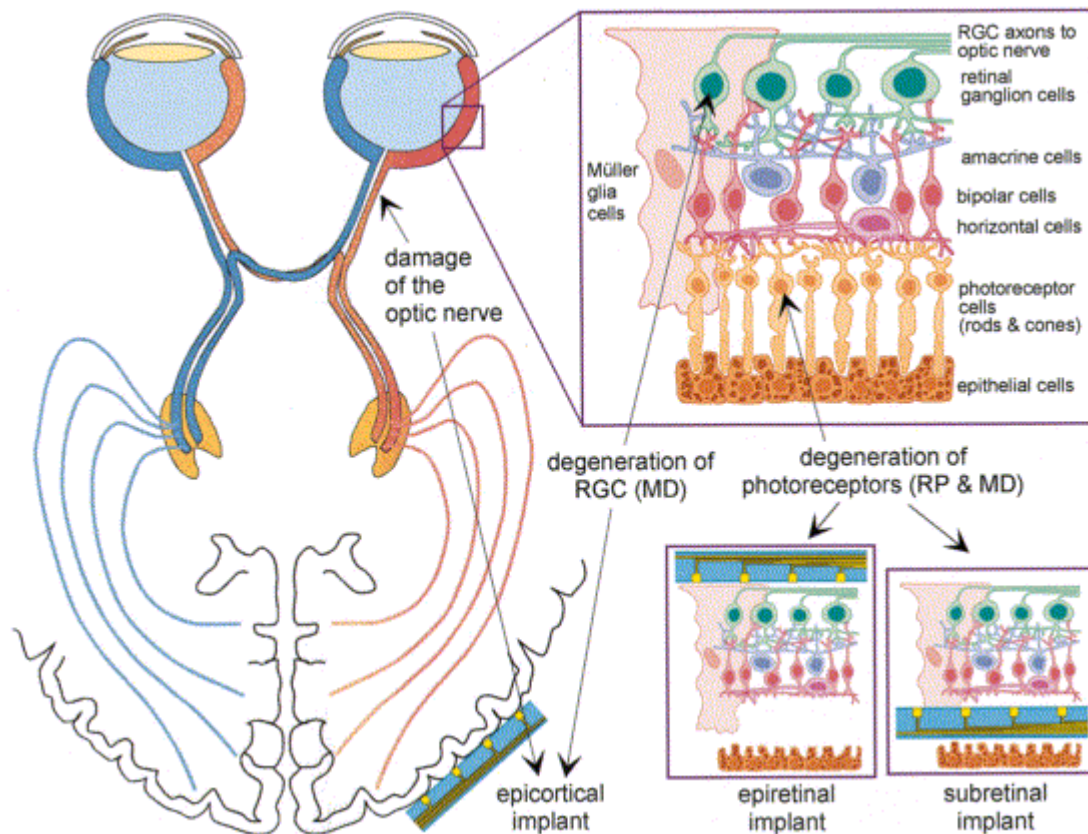


Abbildung 19: Die Abbildung veranschaulicht die verschiedenen Möglichkeiten, mit Implantaten die Sehfähigkeit wieder herzustellen. Ist der Nervus opticus noch intakt, können Retina-Implantate eingesetzt werden. Die epiretinale Variante liegt auf der Retina drauf und muss die eintreffenden Signale auf ähnliche Weise verarbeiten, wie es sonst das neuronale Netzwerk der verschiedenen retinalen Zellschichten tun würde. Beim subretinalen Implantat kommt das Multielektroden-Array direkt dorthin zu liegen, wo auch beim gesunden Auge die Photorezeptoren sind. Die neuronale Weiterverarbeitung verbleibt dann bei den übrigen Zellschichten. Ein Vorteil des epiretinalen Implantats besteht darin, dass es leichter ist, dessen Elektroden auf den zugehörigen Ganglienzellen zu platzieren. Auf die in der Abbildung angedeutete Möglichkeit eines Cortex-Implantats bei zerstörtem Nervus Opticus wird in 2.11.1 eingegangen.

2.11.1 Visual Cortex-Implantat

In Fällen mit nicht mehr funktionierendem Nervus Opticus hilft auch kein Retina-Implantat, denn die von diesem ausgehenden Sinnesreize würden den visuellen Cortex überhaupt nicht erreichen können. Stattdessen wurde vorgeschlagen, den visuellen Cortex direkt zu stimulieren. Dazu können MEAs unter dem Schädel, direkt auf dem visuellen Cortex aufgebracht werden (Hambrecht 1995). Tatsächlich waren Patienten in entsprechenden Versuchen in der Lage, einfachste Phosphene (Lichtempfindungen) zu registrieren. Es ist jedoch schwierig, das MEA gemäss den korrespondierenden Orten der Retina auf dem visuellen Cortex anzuordnen.

Schmidt et al. (1996) haben 38 Mikroelektroden in den rechten visuellen Cortex einer 42-jährigen Patientin implantiert, die seit über 22 Jahren blind war. 34 Mikroelektroden waren in

der Lage, Phosphene zu produzieren. Die Frau war in der Lage, Helligkeit und Grösse der Phosphene zu unterscheiden, ebenso wie einzelne Phosphene voneinander. Dennoch erscheint zum heutigen Forschungsstand die Aufgabe, Sehfähigkeit durch corticale Implantate wieder herzustellen, um Grössenordnungen schwieriger als bei retinalen Implantaten. Der operative Eingriff ist zwar einfacher, doch bekanntlich beginnt die visuelle Verarbeitung beim Gesunden nicht erst im visuellen Cortex, sondern bereits auf der Retina. Diese fehlende Verarbeitungsstufe muss bei Corteximplantaten also künstlich ersetzt werden. Ausserdem ist noch überhaupt nicht in allen Details abschätzbar, welche corticalen Areale denn eigentlich vom MEA erregt werden müssen, damit ein richtiger Sinneseindruck entsteht.

2.12 „Direkte“ Interfaces / EEG

Wenden wir uns nun der „Königsdziplin“ zu, den „direkten“ Hirn-Computer-Interfaces nämlich. Mit „direkt“ ist gemeint, dass man einen Computer ohne Umweg über periphere Organe (Muskeln oder Nerven) direkt mit dem zentralen Nervensystem verbinden will. Bei der Betrachtung des Visual-Cortex-Implantats in Abschnitt 2.11.1 sind wir erstmals mit einem solchen Interface in Berührung gekommen. Nach der Vorstellung verschiedenster „indirekter“ Systeme in den vorhergehenden Kapiteln erscheint das direkte Interface durchaus einleuchtend als der nächst höhere Schritt hin zur Verbindung von Mensch und Maschine. In der Tat existieren verschiedene Ansätze, mit denen eine direkte Verbindung zum Gehirn etabliert werden kann, wobei normalerweise die Registrierung der Hirnströme à la EEG die Grundlage darstellt. Im Folgenden werden die verschiedenen Varianten direkter Brain-Computer-Interfaces vorgestellt.

2.12.1 VEP-Interfaces

Einige Brain-Computer Interfaces basieren auf visuell evozierten Potentialen (VEP). Dieses Verfahren profitiert von dem Umstand, dass der relativ grossflächige und dicht unter der Schädeldecke liegende visuelle Cortex auf Reize, die ihn aus dem Auge kommend erreichen, mit einer relativ leicht messbaren elektrischen Reaktion antwortet. Dazu werden Elektroden auf dem Hinterkopf über dem visuellen Cortex angebracht, sowie zwei zusätzliche je am Ohr läppchen und auf der Stirn, als Referenz und zur Erdung. Die Versuchsperson wird dann vor einem Monitor positioniert, auf dem beispielsweise ein Schachbrettmuster gezeigt wird, dessen einzelne Flächen jeweils mit einer Frequenz von circa 3-6 Hz von Schwarz auf Weiss schalten und wieder zurück. Jedesmal, wenn sich das Schachbrettmuster verändert, erzeugt

das visuelle System ein VEP, welches über die installierte Elektrode abgeleitet und in einem Computer ausgewertet werden kann.

Das „Brain Response Interface“ von Sutter (1992) ist eines der frühesten direkten BCIs, das auf VEPs basiert. Dennoch ist es von der Performance her eines der besten.⁹ Es wird deshalb auch im klinischen Bereich eingesetzt, etwa bei Patienten mit Querschnittlähmung oder ALS. Die Versuchsperson sitzt vor einem Monitor und betrachtet ein schachbrettartiges Muster mit 64 Symbolen. Die prinzipielle Idee ist die, dass das VEP beim Betrachten jedes einzelnen dieser Symbole ein bisschen anders aussieht. Die VEPs der einzelnen Symbole können daher dazu verwendet werden, um die von der Versuchsperson fokussierte Auswahl zu identifizieren. Dazu muss sie sich auf das Symbol konzentrieren, das sie auswählen möchte. Das resultierende VEP wird dann mit EEG-Patterns verglichen, welche in einer vorgängigen, einstündigen Trainingssitzung aufgezeichnet worden sind. Die von Sutter verwendeten Symbole bestanden übrigens aus den Buchstaben des Alphabets und einigen häufig vorkommenden Wörtern der englischen Sprache.

Eigentlich könnte man dieses Brain Response Interface als elaborierte Variante des in 2.8 vorgestellten EOG-Interfaces auffassen. Dementsprechend hat es mit ähnlichen Schwierigkeiten zu kämpfen, denn es geht davon aus, dass die Versuchsperson immer auf den Bildschirm schaut und sich dauernd auf das Auswählen eines Symbols konzentriert – was natürlich im alltäglichen Gebrauch nicht zutrifft. Eine mögliche Lösung für dieses Problem sehe ich in der Implementierung eines Schalter-Symbols, welches zum Beispiel in einer Ecke der gezeigten Matrix angeordnet werden könnte. Dieses könnte als Ein-/Aus-Knopf dienen, um die Verarbeitung der VEPs aus- und wieder einzuschalten.

Ebenfalls mit visuell evozierten Potentialen arbeitete das BCI von Cillier und Van der Kouwe (2000). Statt einer Matrix mit Symbolen war auf dem Computermonitor das Bild einer Tastatur zu sehen, wobei jede der vier Tastenreihen eine unterschiedliche Farbe hatte. An jeder Ecke des Monitors waren ausserdem blinkende Leuchtdioden (LED) angebracht, vier insgesamt. Jede LED war einer Farbe zugeordnet, wodurch die Versuchsperson durch Konzentration auf eine der LEDs die korrespondierende Tastenreihe selektieren konnte. Anschliessend wurde das Monitorbild durch ein nächstes ersetzt, welches nur noch die zuvor ausgewählte Tastenreihe anzeigte. Nun war diese Tastenreihe in vier farbig unterschiedliche Bereiche auf-

⁹ Den Begriff „Performance“ definiere ich für unseren Themenkreis als die Anzahl binärer Willensäusserungen, die eine Versuchsperson pro Minute erzielen kann – also als „Anzahl ja/nein pro Minute“.

geteilt und die Versuchsperson musste wiederum auf eine der LEDs fokussieren, so lange bis der gewünschte Buchstabe ausgewählt worden war. Auch Cilliers System zeigt eine gute Performance: Es dauerte maximal 15 Sekunden, bis ein C2-gelähmter Tetraplegiker einen Buchstaben ausgewählt hatte.

2.12.2 P300-Interface

Eine interessante Variante eines BCI basiert auf der P300-Komponente eines evozierten Potentials. Beim P300 (auch P3 genannt) handelt es sich um einen positiven Ausschlag des Event Related Potentials (ERP), das circa 300 ms nach Einsetzen eines seltenen und für die Probandin relevanten Stimulus zu beobachten ist. Letzteres ist wichtig: Das P300 tritt nur auf, wenn die Versuchsperson einen Reiz hört oder sieht, der sich durch seine Wichtigkeit aus der Masse der eintreffenden Reizinformationen abhebt.

Gilt es also, wie in diesem Zusammenhang so oft, einen Buchstaben auszuwählen, so könnten nacheinander alle Buchstaben präsentiert werden. Von dem Buchstaben, den die Patientin oder Versuchsperson als nächsten einsetzen möchte, darf dann ein P300 erwartet werden. Die Schwierigkeit besteht darin, genau sagen zu können, ob denn nun wirklich ein P300 vorliegt oder nicht. Die Forschergruppe von Farwell und Donchin (1988) versuchte dieses Ziel wie folgt zu erreichen: Sie präsentierten eine Matrix mit sechs mal sechs Feldern, in denen die Buchstaben des Alphabets eingetragen waren. Nun leuchteten zunächst die Zeilen der Matrix nacheinander auf, dann die Spalten, insgesamt zwölf Mal also. Durch Konzentration auf den auszuwählenden Buchstaben entsteht ein P300, und zwar je einmal, wenn die Zeile, und einmal, wenn die Spalte aufblinkt, in welcher der fragliche Buchstabe enthalten ist. Somit lässt sich dieser identifizieren.

Leider war die Fehlerrate dieses Systems zunächst sehr hoch, weshalb Farwell und Donchin versuchten, durch Mittelung der ERP-Signale eine Verbesserung zu erzielen. Sie meinen, dies auch erreicht zu haben. Dies wird jedoch von Polikoff, Bunnell und Borkowski (1995) nach eigenen Untersuchungen angezweifelt. Ob mit oder ohne Mittelung, die schlussendlich zu erreichende Performance liegt mit durchschnittlich 2.3 Buchstaben pro Minute im für direkte BCIs normalen, noch brauchbaren Bereich.

2.12.3 ERS/ERD-Interface (Graz-BCI)

Den Namen seines Entstehungsortes trägt das „Graz-BCI“, das von der Forschergruppe um Gert Pfurtscheller an der Technischen Universität Graz in Österreich entwickelt wurde (z.B. Guger 2001, Obermaier 2001, Guger et al. 2000). Das Versuchsparadigma besteht aus der Präsentation eines Computercursors, der vom Probanden in zwei Dimensionen bewegt werden kann. Als Signal wird Event Related Synchronization / Desynchronization verwendet, welche bei vorgestellten Bewegungen über dem somatosensorischen Cortex gemessen werden kann. Stellt sich die Versuchsperson oder die Patientin eine unilaterale Bewegung der Hand vor, so hat dies eine kontralaterale Desynchronisation sensorimotorischer Rhythmen zur Folge, ebenso wie eine gelegentliche ipsilaterale Synchronisation.

Die grundsätzliche Funktionsweise des Systems hat Pfurtscheller anhand eines Cursors gezeigt, den Versuchspersonen je nach Aufgabe in die eine oder andere Richtung bewegen mussten. Nach zwei Trainings erreichten drei Versuchspersonen (Studierende) eine Trefferquote von 89-100%. Die beiden anderen Studierenden erreichten nur 51 respektive 60 Prozent. Mutmassungen, worauf diese unterschiedlichen Ergebnisse zurückzuführen seien, stellt Pfurtscheller keine an. Ich könnte mir aber vorstellen, dass eine – wie auch immer geartete – gänzlich andere Strategie beim Vorstellen der Handbewegung zu diesen Ergebnissen führt. Im Beispiel eines Patienten führt Pfurtscheller genau dies als Grund für dessen im Verlauf der Zeit sprunghaft veränderte Trefferquote an.



Abbildung 20: Pfurtschellers Patient T.S. mit einer frühen Form des Graz-BCI. Beachtenswert ist, dass das ganze System relativ kompakt ist, so dass es, beispielsweise an einem Rollstuhl befestigt, problemlos transportabel ist. Die rechte Seite zeigt T.S.' Hand, welche von einer Orthese umschlossen ist. In diesem Experiment wurden langsame Verschiebungen des corticalen Potentials bei vorgestellter Bewegung der Füße registriert, um ein Schliessen und Öffnen der Hand per motorisierter Orthese zu ermöglichen.

Für den klinischen Einsatz kommt beim Graz-BCI eine Bildschirmtastatur zum Einsatz. Diese kann per Mausklick bedient werden. Pfurtscheller stellt erste Ergebnisse vor, die er zusammen mit einem auf Höhe C4/C5 gelähmten, 25-jährigen Patienten erzielt hatte. Nach 62 Trainingssitzungen mit je 160 einzelnen Trials war dieser in der Lage, eine völlig fehlerlose Cursorsteuerung zu bewerkstelligen. Nach diesen Sitzungen durfte er erstmals die Bildschirmtastatur verwenden. Dabei erreichte er eine Performance von lediglich 0.95 Buchstaben pro Minute – was aber aufgrund der schweren Lähmung bereits eine beachtliche Leistung darstellt.

2.12.4 SSVEP-Interface

Middendorf et al. (1999) verwendeten ein unkonventionelles Setting für ihr BCI: Flackernde Neonröhren nämlich. Beim Betrachten einer solchen Röhre entstehen viele aufeinanderfolgende VEPs, welche im EEG gleichsam verschmelzen und als kontinuierliche Amplitude gemessen werden können. Daher kommt auch die Bezeichnung „Steady State Visual Evoked Potentials“. Mittels Biofeedback ist es möglich, diese Amplitude zu erhöhen oder zu senken, womit wiederum ein dichotomes Signal für die Steuerung eines Cursors oder dergleichen zur Verfügung steht.

Dass das funktioniert, zeigten Mittendorf et al. mit einem Flugsimulator-Programm. Bringen die Versuchspersonen ihre SSVEP-Amplitude für eine bestimmte Zeit über einen Schwellenwert, so dreht das Flugzeug nach rechts. Senken sie die Amplitude unter einen Schwellenwert, so dreht das Flugzeug nach links. Es handelt sich also um eine Art operanter Konditionierung, wobei das zielführende Steuern des Flugzeugs als Verstärker für das Biofeedback dient. Die Probanden benötigten durchschnittlich sechs Stunden Training, um auf eine Trefferquote von 80% zu kommen.

Dasselbe BCI kann auch zur Steuerung etwa eines FES-Gerätes dienen. Je länger die Amplitude über einen bestimmten Wert steigt, desto länger sendet das FES-Gerät Signale aus, und desto mehr Muskelfasern werden kontrahiert. Ob es auf diese Weise vielleicht einmal möglich sein wird, Gelähmte wieder gehen zu lassen? Vorerst ist Mittendorf aber froh, wenn sein SSVEP zur Bedienung eines Cursors verwendet werden kann. Um dies zu testen, baute seine Gruppe folgendes Experiment auf: Um einen Computermonitor werden vier Lämpchen platziert, die alle mit einer unterschiedlichen Frequenz blinken. Wird nun ein bestimmtes Lämpchen fokussiert, resultiert daraus eine SSVEP-Amplitude, die von den Amplituden beim Betrachten der anderen vier Lämpchen distinkt ist. Die acht Versuchspersonen erreichten somit eine Trefferquote von 92% bei einer durchschnittlichen Auswahldauer von lediglich 2.1s. Der Vorteil beim zweiten Experimentalparadigma liegt darin, dass die Versuchspersonen hier nicht vorher ein Biofeedback-Training durchlaufen müssen. Der Nachteil des SSVEP-BCIs besteht im ermüdenden Geffacker, das die Neonröhren oder die Lämpchen veranstalten. Ausserdem kann die Gefahr eines epileptischen Anfalls nicht ausgeschlossen werden.

2.12.5 Mu Rhythm-Interface

Die Vielzahl unterschiedlicher Hirnströme führt dazu, dass viele verschiedene Brain-Computer Interfaces entwickelt wurden. Eines davon nutzt die Tatsache, dass der Mu-Rhythmus willentlich gesteuert werden kann. Es handelt sich um eine Schwingung im Bereich von 8-12 Hz, mit einem Median von 9.1 Hz. In Wolpaws (1991) Versuchen konnte somit ein dichotomer Signalgeber zur Steuerung eines Cursors realisiert werden.

Was das Mu-Rhythmus-Interface von den bisher vorgestellten unterscheidet, ist die Tatsache, dass es sich dabei um ein Setup handelt, dessen Kontrollimpuls ohne äussere Reize ausgelöst werden kann – der Mu-Rhythmus entspringt willentlich aus dem Kopf des Probanden. Dennoch besteht kein Grund zur Euphorie, denn bis die Probanden den Mu-Rhythmus zu beherr-

schen gelernt haben, sind sie freilich doch noch auf Biofeedback angewiesen. Immerhin ist diese Variante die erste, welche auch Patienten eine Interaktion mit der Umwelt ermöglicht, die jedwelche Kontrolle über ihre Muskulatur verloren haben, also auch der Augen- und Gesichtsmuskulatur.

2.12.6 Thought Translation Device / SCP-Interface

Auch das „Thought Translation Device“ der Gruppe um Nils Birbaumer (Birbaumer et al. 1999) kann bei vollständig gelähmten Patienten eingesetzt werden. Es ähnelt dem Mu-Rhythm-Interface von Wolpaw insofern, als dass auch hier ein elektroenzephalographisches Signal, das sogenannte „Slow Cortical Potential“ nämlich, über Biofeedback und operante Konditionierung unter willentliche Kontrolle gebracht wird, um einen Cursor zu steuern. Der Cursor dient anschliessend dazu, die Tasten eines virtuellen Keyboards zu bedienen. Leider liegt die somit erreichbare Geschwindigkeit an der Grenze des noch Erträglichen: Nämlich bei knapp zwei Zeichen pro Minute.

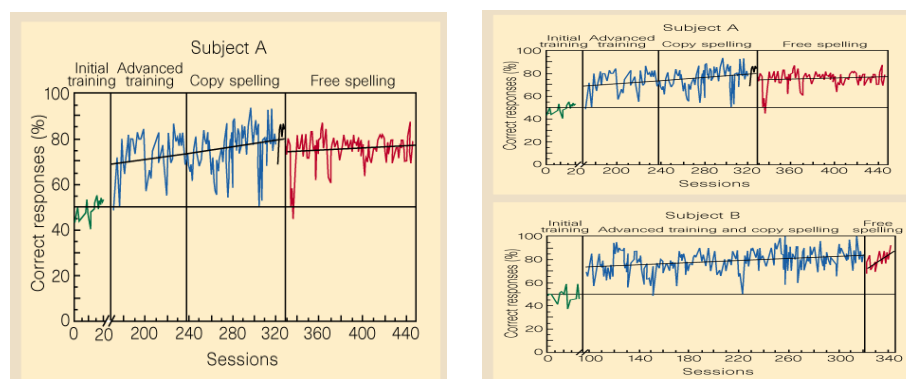


Abbildung 21: Die Lernkurven zweier von Birbaumer mit einem Thought Translation Device ausgestatteten Patienten.

Das Thought Translation Device kommt also nur in den Fällen zum Einsatz, wenn es gar nicht mehr anders geht – dann aber sind die Patienten froh, überhaupt eine Willensäußerung von sich geben zu können.

LIEBER-HERR-BIRBAUMER-

HOFFENTLICH-KOMMEN-SIE-MICH-BESUCHEN,-WENN-DIESER-BRIEF-SIE-ERREICHT-HAT.-ICH-DANKE-IHNEN-UND-IHREM-TEAM-UND-BESONDERS-FRAU-KÜBLER-SEHR-HERZLICH,-DENN-SIE-ALLE-HABEN-MICH-ZUM-ABC-SCHÜTZEN-GEMACHT,-DER-OFT-DIE-RICHTIGEN-BUCHSTABEN-TRIFFT.FRAU-KÜBLER-IST-EINE-MOTIVATIONSKÜNSTLERIN.OHNE-SIE-WÄRE-DIESER-BRIEF-NICHT-ZUSTANDE-GEKOMMEN.-ER-MUSS-GEFEIERT-WERDEN.-DAZU-MÖCHTE-ICH-SIE-UND-IHR-TEAM-HERZLICH-EINLADEN.-EINE-GELEGENHEIT-FINDET-SICH-HOFFENTLICH-BALD.

MIT-BESTEN-GRÜSSEN-
IHR-HANS-PETER-SALZMANN

Abbildung 22: Ein praktisches und beeindruckendes Beispiel für die sinnvolle Anwendung eines Brain-Computer Interface: Der erste Brief eines Patienten, mittels Thought Translation Device aufgesetzt. Das Schreiben dieser Zeilen dauerte 16 Stunden.

2.12.7 Cortical-Implant-Interface / ECoG

Einiges Medieninteresse rief vor einiger Zeit der Fall von Johnny Ray hervor. Der Amerikaner erlitt einen Hirnschlag und war danach „Locked In“, also vollständig gelähmt, gefangen in seinem Körper – ein typischer Fall für ein BCI also. Seine Ärzte, Philipp Kennedy und Roy Bakay (1999), wollten bei Johnny Ray ein BCI einsetzen, das nicht auf dem EEG, sondern auf dem direkt auf dem Cortex selber abgeleiteten ECoG (Electrocorticogramm) als Schnittstelle aufsetzt. Das macht es natürlich nötig, ein Implantat direkt auf den Cortex aufzubringen, doch der Lohn dafür besteht aus einer prinzipiell besseren Distinktivität der willentlich evozierten Potentiale des Patienten.

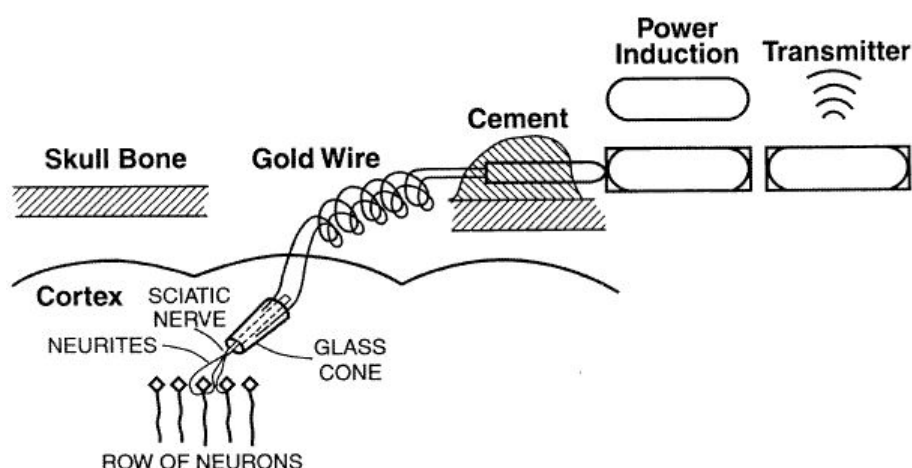


Abbildung 23: Das BCI-Implantat des Patienten Johnny Ray besteht aus einem Glaskonus, in dem goldene Drähtchen mit den Axonen der Neuronen im motorischen Cortex zusammengewachsen sind. Dies ermöglicht eine potentiell schnellere und genauere Steuerung eines Computercursors, als es mit EEG-BCIs möglich ist.

Um dieses Potential ausschöpfen zu können, wurde Johnny Rays Gehirn vor der Operation ausführlich mittels MRI (Magnetic Resonance Imaging) untersucht. Ray wurde angewiesen, sich verschiedene Bewegungen vorzustellen. Anhand der MRI-Ergebnisse konnten Kennedy und Bakay dann die optimale Position im motorischen Cortex identifizieren, auf welcher die ECoG-Sensoren implantiert werden sollten. Das Implantat besteht aus einer neurotrophen Elektrode, die in einem Glasröhrchen auf den Cortex aufgebracht wurde. Nach dem operativen Eingriff begannen die um das Röhrchen gelegenen Nervenzellen damit, ihre Axone in das Röhrchen wachsen zu lassen. Im Röhrchen drin kam dann der Kontakt mit einem Leiter aus Gold zustande, über den das Signal zu einem unter der Kopfhaut angebrachten Sender geführt wurde.



Abbildung 24: Philipp Kennedy und sein Patient Johnny Ray.

Nach einigem Training war Johnny Ray in der Lage, die Aktionspotentiale der mit dem Implantat verwachsenen Neurone weitgehend willentlich zu steuern. Die daraus gewonnenen distinkten Impulse konnten dann zur Steuerung eines Computercursors verwendet werden. Wie bereits angetönt, sollte man eigentlich aufgrund der direkteren Verbindung mit dem Gehirn eine genauere Steuerung für möglich halten. Leider ist das vorläufige Ergebnis mit drei Buchstaben pro Minute nicht berauschend, so dass weitergehende Experimente Not tun. Ein Problem dabei ist, dass Patienten, die unter dem Locked-In-Syndrom leiden, häufig todkrank sind (z.B. bei ALS) oder dass nicht nur der Körper, sondern auch der Geist von der Krankheit be-

troffen ist (z.B. bei Hirnschlag) und die Patienten somit nicht uneingeschränkt für die umfangreichen Versuche herangezogen werden können.

2.13 Zusammengefasst: BCIs

System	Trainingsdauer	Entscheidungen pro Trial	Zeichen pro Minute	Fehlerrate	Erinnerung an Gelerntes	Zufriedenheit der VPn
VEP	10-60 m	64	30	10%	Sehr gut	Gut
SSVEP	6 h	Nicht vermerkt	Nicht vermerkt	20% oder weniger	Nicht vermerkt	Nicht vermerkt
P300	Einige Minuten	36	4	5%	Sehr gut	Nicht vermerkt
Mu Rhythmus	15-20 Sitzungen	2	20	10%	Nicht vermerkt	Nicht vermerkt
ERS/ERD	2-2.5 h	2	Nicht vermerkt	11% oder weniger	Nicht vermerkt	Nicht vermerkt
Thought Translation Device	Monate	27	2	10-30%	Relativ schlecht (Patienten)	Umstandsge-mäss gut
Implant	Monate	Flexibel	2-3	Nicht vermerkt	Sehr gut	Umstandsge-mäss gut

Quelle: Bayliss, 2001

2.14 Zusammengefasst: Signaltypen in BCIs

Signal	Beschreibung
Mu Rhythmus, Alpha Rhythmus	Der Mu-Rhythmus ist ein spontaner EEG-Rhythmus mit 8-12 Hz. Er ist assoziiert mit motorischer Aktivität und kann über dem motorischen Cortex abgeleitet werden. Der Alpha-Rhythmus ist im selben Frequenzband, wird aber über dem occipitalen Cortex abgeleitet. Die Amplituden dieser beiden Rhythmen können durch Biofeedback kontrolliert werden.
Event-related Synchronization/Desynchronization (ESD/ERD)	Bei Bewegung (oder vorgestellter Bewegung) ansteigende oder abfallende Signale in spezifischen Frequenzbändern, maximal über dem sensomotorischen Cortex. Amplitude kann über Biofeedback kontrolliert werden.
Slow Cortical Potential (SCP)	Grosse, negative oder positive Ladungsverschiebungen im EEG. Dauer von 300 ms bis mehreren Minuten. Kann über Biofeedback kontrolliert und somit für ein BCI verwendet werden.
P300	Positive Kurve im EEG-Signal, 300 ms nach einem relevanten, seltenen Stimulus. Maximal über der central parietalen Region. Unwillkürliches Signal, kann daher ohne Training für ein BCI verwendet werden.
VEP	Antwort des visuellen Cortex auf einen kurzen Stimulus. Unwillkürliches Signal, kann daher ohne Training für ein BCI verwendet werden.
SSVEP	Antwort des visuellen Cortex auf rasch nacheinander auftretende visuelle Stimuli. Die Auftretensfrequenz der Stimuli determiniert den Anstieg des SSVEP, wodurch Stimuli mit unterschiedlicher Frequenz als distinkte Signalgeber für ein BCI verwendet werden können.
Individual Neuron Recording (Implantat)	Elektroden werden über dem motorischen Cortex implantiert und verwachsen mit den Axonen einzelner Neurone. Die Frequenz der Aktionspotentiale dieser Neurone kann über Biofeedback trainiert werden, oder es werden deren unwillkürliche Reaktionen (à la VEP) verwendet.

Quelle: Bayliss, 2001

2.15 Neuron/Silicon-Contact

Alle vorgestellten Brain-Computer Interfaces haben eines gemeinsam: Die Verbindung zwischen Körper und Maschine ist noch sehr unspezifisch. Es gelingt zwar, einzelne Neuronen mit einzelnen Elektroden zu verbinden (Cortex-Implantat, 2.12.7) und spezifische Gruppen von Neuronen gezielt mit Elektroden zu stimulieren (Cochlea-Implantat, 2.9 und Retina-Implantat, 2.11), doch eine weitergehende Spezifizierung der Verbindungen zwischen künstlicher und natürlicher Komponente dieser Interfaces ist nicht möglich. Daher ist auch die maximal erreichbare „Datenübertragungsrate“ noch weit von dem entfernt, was sich innerhalb eines Computers oder innerhalb eines Menschen erzielen lässt.

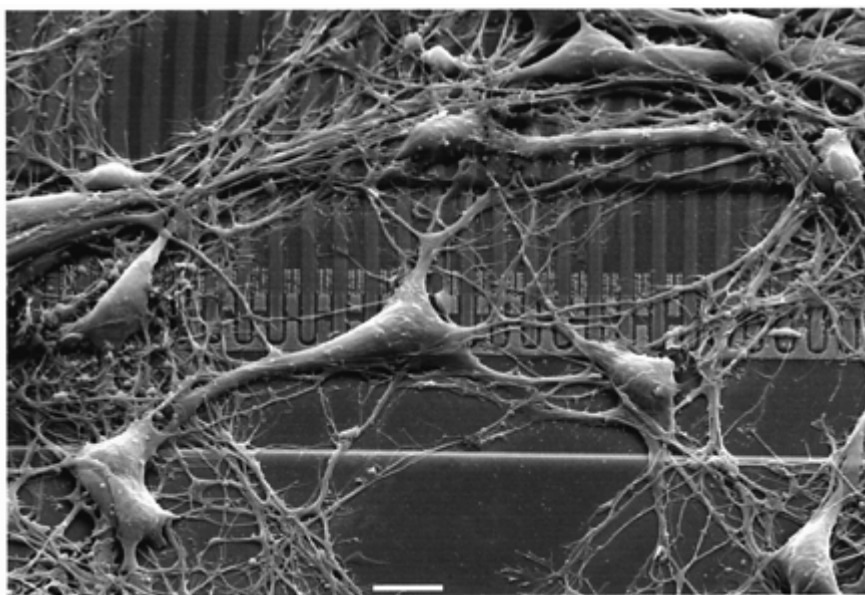


Abbildung 25: Die rasterelektronenmikroskopische Aufnahme zeigt Neuronen vom Hippocampus der Ratte auf einem Silizium-Chip. Die Oberfläche des Chips ist aus Siliziumdioxid. Das Neuron wurde während vier Tagen in einem serumfreien Elektrolyten kultiviert. In der Mitte sind die metall-freien Gate-Strukturen einer Kette offener Feldeffekt-Transistoren erkennbar. (Vassanelli & Fromherz 1999)

Der limitierende Faktor scheint hier der „Medienbruch“ zu sein, also der Kontakt zwischen dem Computer und dem Körper. Die Lösung könnte dereinst darin liegen, eine standardisierte physikalisch-elektrische Schnittstelle zu schaffen, welche eine wesentlich direktere Verbindung erlaubt. Natürlich genügt dies allein noch nicht, um einen signifikanten Fortschritt in der Mensch-Computer-Interaktion zu erzielen, denn man muss ja zusätzlich auch wissen, *wohin* im ZNS diese Schnittstelle implantiert werden muss und wie sie überhaupt zu programmieren ist. Immerhin scheint der erste Schritt dazu, also die standardisierte physikalische Schnittstelle, langsam in den Bereich des Möglichen zu rücken.

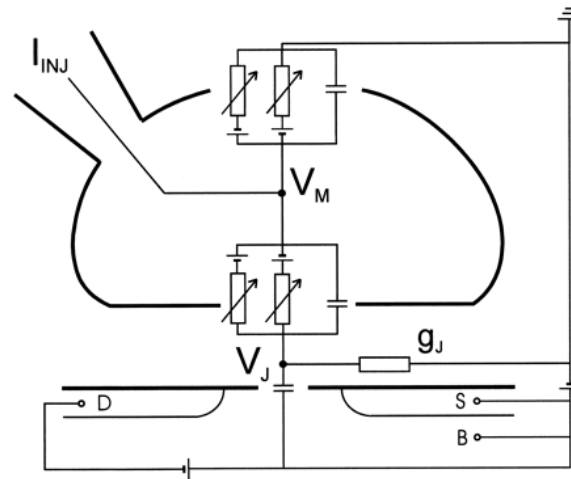


Abbildung 26: Schaltbild des Neuron-Silizium-Kontakts, wie er von Fromherz et al. erfolgreich hergestellt wurde. Die mit "I" bezeichnete Struktur links oben ist nicht etwa das Axon, sondern eine kleine Pipette, über welche die Spannung im Inneren der Nervenzelle künstlich moduliert werden kann.

Forscher wie Fromherz et al. (Vassanelli & Fromherz 1999) arbeiten daran, Nervenzellen und Siliziumchips miteinander zu verbinden. Die Grundidee ist offensichtlich und einfach: Beide Medien arbeiten elektrisch und sollten demzufolge miteinander kompatibel sein – doch leider ist es nicht ganz so einfach. Zum ersten Mal erfolgreich gelungen ist dies Fromherz mit Blutegel-Neuronen, die er auf Silizium aufgebracht hat. Später gelang es dann, Schnecken-Neuronen aufzubringen, welche sich durch ihre Grösse noch besser zur Untersuchung eignen. Als dies geschafft war, mussten die Struktur und die elektrischen Eigenheiten des Kontakts zwischen Chip und Zelle untersucht werden. Dann war es nötig, die entwickelten Techniken so zu modifizieren, dass sie auch mit Säugetier-Neuronen funktionierten. Erst danach konnten die Forscher daran gehen, aus natürlichen Neuronen neuronale Netze auf Silizium-Chips zu implementieren und zu studieren – damit ist man noch heute beschäftigt.

2.16 Brain-„Explantat“

Sollten die Arbeiten von Fromherz und anderen Forschergruppen, die sich mit dem Silizium-Neuron-Kontakt befassen, dereinst weit fortgeschritten sein, so kann man sich langsam daran machen, Vorgänge natürlicher neuronaler Netze auf künstliche neuronale Netze zu übertragen und umgekehrt. Damit befinden wir uns nur scheinbar im Bereich der Science Fiction, denn der Unterschied zwischen Science Fiction und Wissenschaft lag in der Vergangenheit oftmals lediglich in einer zeitlichen Verschiebung korrespondierender Ereignisse und selten in der Erkenntnis, dass etwas nicht realisierbar sei. Warum sollte dies für Brain-Computer-Interfaces anders sein?

Wenn sich also neuronale Vorgänge zwischen Mensch und Computer hin und her übertragen lassen, so ist die ultimative Hirn-Computer-Schnittstelle nicht mehr weit. Es sollte dann möglich sein, ganze neuronale Funktionskreise, egal ob basal oder höher gelegen, durch Computer ersetzen zu können. Dann darf man sogar die Möglichkeit ins Auge fassen, die vollständigen neuronalen Prozesse des menschlichen ZNS zu „computerisieren“. Damit wäre Patienten wie Johnny Ray, die einen gesunden Geist, aber einen vollständig gelähmten Körper besitzen, bestimmt ein grosser Dienst erwiesen. Aber auch alltäglichere Erkrankungen wie Depression, Panikstörungen, Epilepsie, ja sogar Parkinson könnten vielleicht gelindert oder kuriert werden, in dem „einfach“ die Funktionen der beteiligten ZNS-Strukturen durch Implantate übernommen werden, ganz ähnlich, wie dies heute schon bei Brüchen, rheumatischen Erkrankungen oder Herzkrankheiten gang und gäbe ist.

2.17 Vorschläge für eigene Forschungsprojekte

Im Verlaufe der Beschäftigung mit diesem Thema bin ich auf zwei Problemfelder gestossen, für die ich Anregungen aus meiner eigenen Forschungstätigkeit am Psychologischen Institut geben kann:

- Die Performance von Brain-Computer-Interfaces hängt zum grossen Teil von der assistierenden Software ab, welche die eintreffenden Signale weiterverarbeitet. Meist handelt es sich um dichotome Signale, die per se noch nicht für die Erzeugung von Wörtern genügen. Stattdessen wird beispielsweise eine Tastatur gezeigt, die nach und nach hälftig aufgeteilt wird, bis nur noch der gewünschte Buchstabe übrig bleibt. Mein Vorschlag wäre es nun, die aus der Computerlinguistik bekannten Worterkennungs-Algorithmen zu Hilfe zu nehmen, damit die effektiv erzielbare Schreibgeschwindigkeit möglichst hoch ist. Wie viel Nutzen das bringt, kann jeder Besitzer eines modernen Handys nachvollziehen: Die dort eingebaute Worterkennung erhöht die Geschwindigkeit, mit der man Kurzmitteilungen (SMS) erstellen kann, um den Faktor drei bis vier.
- Zur Auswertung von EEG und ECoG stehen verschiedene mathematische Verfahren zur Verfügung, von einfachen Filtern bis hin zur Fast Fourier Transformation. Ohne zum jetzigen Zeitpunkt genauere Hypothesen aufstellen zu können, erscheint mir eine Anwendung der Nonmetrischen Multidimensionalen Skalierung (NMDS) auf das Problem der Auswertung der EEG/ECoG-Kanäle sinnvoll zu sein. Ich erwarte, dass

für die Klassifizierung der Rhythmen und für die Aufdeckung von in ihnen steckenden Relationen ein gewisses Potential in der NMDS steckt. Hier wäre eine interdisziplinäre, explorative Studie denkbar, die sich im Bereich zwischen Mathematik und Neurophysiologie einordnen liesse.

3 PHILOSOPHISCHE IMPLIKATIONEN

Wer sich mit der Verbindung von Mensch und Maschine befasst, läuft Gefahr, ins Schussfeld verschiedenster Kritiker zu geraten. Ich werde nun kurz auf einige Punkte hinweisen, die immer wieder genannt werden. Einige kann ich nachvollziehen, andere weniger – doch das muss jeder mit seinem eigenen Gewissen ausmachen.

3.1 Gott spielen

Ein oft gehörter Einwand gegen Brain-Computer Interfaces ist: „Man darf nicht Gott spielen!“. Dieses Argument stammt aus konservativ-religiösen Kreisen, welche davon ausgehen, dass der Mensch als „Gottes Schöpfung“ unantastbar sei. Dieses verständliche, aber im wissenschaftlichen Kontext irrationale, da auf subjektiver Glaubenserfahrung basierende Argument braucht hier noch nicht erörtert zu werden, da sich die Grundlagenforschung über BCI vorerst lediglich mit der Erforschung der prinzipiellen Möglichkeiten befasst und noch gar nicht mit umfassenden Anwendungsgebieten aufwarten kann. Sobald diese aber in Reichweite rücken, erwarte ich eine ähnliche Diskussion, wie wir sie heute bei der Gentechnologie erleben.

3.2 „Ich will gar nicht ewig leben“

Ein weiterer philosophischer Brandherd liegt in der nicht auszuschliessenden Möglichkeit, menschliches Bewusstsein vom Körper loszulösen und in den Computer zu übertragen. Die Erwartung, auf diese Weise „ewiges Leben“ erreichen zu können, erschreckt nicht nur religiöse Eiferer, sondern interessanterweise auch moderate Kreise. Das entsprechende Argument, das ich oft zu hören bekomme, ist: „Ich will gar nicht ewig leben“.

Hierauf könnte ich in langfädigen Formulierungen abwiegelnde Relativierungen vornehmen, doch was meine eigentliche Meinung ist: Das glaube ich nicht. Ich glaube vielmehr, dass wir Angesichts der Tatsache, dass wir alle sterben müssen, so erschrecken, dass wir uns einreden, wir wollten gar nicht ewig leben. Sicherlich ist es nicht so furchtbar schlimm, sterben zu müssen, wenn man ein subjektiv erfülltes Leben gelebt hat. Dennoch glaube ich, dass der Mensch als ein aus der Evolution hervorgegangenes Wesen gar nicht anders kann, als möglichst lange möglichst gesund und zufrieden leben zu wollen.

3.3 Emotionsrecorder

Ein drittes Argument gegen BCI bezieht sich auf das spezielle Einsatzgebiet als „Emotionsrecorder“. Sollte es dereinst möglich sein, Gefühle auf einem Computer aufzuzeichnen und nach Lust und Laune wieder abzuspielen, hätten dann diese Gefühle überhaupt noch einen Wert? Diese Frage zu beantworten, ist meiner Ansicht nach einfacher, als es zunächst scheint. Man braucht sich bloss zu vergegenwärtigen, dass die Möglichkeit zum Auslösen bestimmter Gefühle schon seit Menschengedenken besteht: In Form von Rauschmitteln nämlich. Aus der Beobachtung des Verhaltens Rauschgiftsüchtiger würde ich daher den Schluss ziehen, dass es auf das Individuum ankommt, ob das synthetisch erzeugte Erleben dieselbe phänomenale Qualität hat, wie „das Original“. Ich vermute, dass bei schwerst Süchtigen das Erleben keineswegs die originale Qualität erreicht, bei Gelegenheitskonsumenten von Rauschmitteln hingegen eher. Diese Hypothese geht konform mit der allgemein bekannten Tatsache, dass das Rauschmittel Alkohol, mit Mass genossen, durchaus immer wieder seine entaktogenen Wirkungen zeitigen kann. Bei Alkoholkranken jedoch beschränkt sich die entaktogene Wirkung auf die Linderung akuter Entzugssymptome.

3.4 Widernatürlich?

Die Verschmelzung von Mensch und Maschine ist meiner Ansicht nach keineswegs widernatürlich. Sie ist im Gegenteil der nächste Schritt, den der Mensch auf der Leiter der evolutionären Anpassung an die Umwelt dank seiner kognitiven Fähigkeiten erklimmen kann. Daraus leite ich aber nicht die Folgerung ab, dieses Zusammenwachsen sei wünschenswert oder gar angenehm – um sich dieser Frage auch nur näherungsweise widmen zu können, wären mehrere Dissertationen nötig.

4 DISKUSSION

In dieser Arbeit habe ich Entstehung, Technik und Zukunft von Brain-Computer-Interfaces geschildert und vor diesem Hintergrund die verschiedenen technischen, medizinischen und philosophischen Fragestellungen umrissen. Abschliessend werde ich das gesamte Anwendungsspektrum von Brain-Computer Interfaces zusammenfassend diskutieren und einige eigene Anregungen für BCI-Applikationen geben.

Die meisten Forscherguppen im Bereich BCI geben als Forschungsziel an, verbesserte Lebensbedingungen für schwerst Gelähmte schaffen zu wollen. Vielleicht ist das deshalb so, weil für die Entwicklung von solchen Prothese-BCIs am ehesten Fördermittel zu gewinnen sind. Doch es gibt eine ganze Reihe von Anwendungsgebieten, die nicht im klinischen Umfeld angesiedelt sind.

- **Mangelhafte Interaktion mit Computern:** Die Interaktion mit Computern ist noch weit davon entfernt, optimal zu sein. Ergonomische Hindernisse, logische Fallstricke und technische Fehler führen dazu, dass die Arbeit mit einem Computer als schwierig und frustrierend empfunden wird. Erste Verbesserungen brachten grafische Benutzeroberflächen, die sich einer Schreibtisch-Metapher bedienten. Der evolutionär nächste Schritt besteht darin, diese Metapher durch eine „Humanoiden“-Metapher zu ersetzen – der Computer muss mit sich reden lassen, und er muss so intelligent werden wie ein menschlicher Gesprächspartner. Ein echtes Brain-Computer-Interface könnte eines Tages die perfekte Kommunikationsschnittstelle sein, dank derer sich Menschen und Computer austauschen können.
- **Locked-In-Syndrom:** Der Zustand des Eingesperrtseins im eigenen Körper, mit voll (oder mehrheitlich) funktionierendem Geist, aber kompletter Lähmung des Körpers. Ein gutes BCI ist für solche Patienten von unschätzbarem Wert. Wenn BCIs einmal soweit entwickelt worden sind, dass eine normale Kommunikationsgeschwindigkeit erreicht werden kann, verlieren Tetraplegie und Krankheiten wie ALS vielleicht etwas von ihrem Schrecken.
- **Implantate:** Derzeit sind einsatzbereite Cochlea-Implantate verfügbar, und die Entwicklung bei den Retina-Implantaten lässt erwarten, dass innerhalb weniger Jahre erste brauchbare Produkte erhältlich sein werden. Spannend ist die Frage, ob und wann

auch Teile des ZNS durch Implantate ersetzt werden können, um beispielsweise die Folgen traumatischer Läsionen abzuschwächen.

- Steuerung von Prothesen: Mittels Funktionaler Elektrischer Stimulation und einem direkten Brain-Computer-Interface wird es höchstwahrscheinlich einmal möglich sein, dass Querschnittgelähmte wieder gehen können.
- Augmented Sensomotrics, Augmented Brain Capacity: Viele von uns nutzen tagtäglich eine Brille – dieses optisch relativ komplexe Gerät gehört zum zivilisierten Alltag dazu. Dabei handelt es sich eigentlich um eine Überlistung der Natur: Diese scheint die menschlichen Augen nicht dafür geschaffen zu haben, um vierzig, fünfzig oder noch mehr Jahre lang gut sehen zu können. Es ist daher nur logisch, dass in nächster Zeit ähnliche Geräte entwickelt werden, die sich eines BCI bedienen. Es wäre denkbar, dass eines Tages Brillen direkt ins Auge eingepflanzt werden (erste Ansätze gibt es ja schon), oder dass wir unsere Hörfähigkeit durch zusätzliche Mikrofone verbessern. Die Entwicklung der Zivilisation lässt aber erwarten, dass gute Wahrnehmungsleistungen je länger je mehr nicht mehr so wichtig sind. Stattdessen wird es essentiell sein, die zahlreichen Informationen, die wir fürs tägliche Überleben brauchen, gut und sicher lernen und abspeichern zu können – und warum sollten wir nicht die uns natürlicherweise zur Verfügung stehende Gedächtniskapazität durch externe Speichermedien zu erweitern suchen? Erste Ansätze gibt es auch hier: Man muss nur einmal beobachten, wie viele Menschen ihr Langzeitgedächtnis bereits durch den Einsatz von Personal Digital Assistants (PDA) entlasten.
- Der Technik sind vorerst noch Grenzen gesetzt, der Fantasie hingegen nicht. Dank der Forschungen zum Thema BCI und Neuron/Silicon-Contact wird es vielleicht einmal möglich sein, menschliches Bewusstsein in den Computer zu überspielen – zugegebenermassen sind wir davon noch weit entfernt. Einige Jahrhunderte früher wird man vielleicht Cyber-Medikamente entwickeln: Man zeichnet die neuronalen Effekte von Antidepressiva und ähnlichen Mitteln auf und spielt sie anschliessend per BCI wieder zurück. Vielleicht könnte man somit Medikamentenabhängigkeit oder Nebenwirkungen in den Griff bekommen. Wenn das möglich sein wird, dürfte es nicht lange dauern, bis die ersten Cyber-Drogen entwickelt werden. Damit könnten nicht nur Schwerstsüchtige therapiert werden, sondern es könnten auch ganz neue Formen von Drogen entwickelt werden, welche die Versprechungen von Glück und Segen einhal-

ten können, welche herkömmliche Rauschmittel abgegeben haben. Und natürlich darf in dieser phantastischen Aufzählung auch der Cybersex nicht fehlen ... aber das müssen wir vorerst wirklich den Romanautoren überlassen.

5 LITERATUR

- Barreto, A.B., Scargle, S.D. & Adjouadi, M. (2000). A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37.
- Bayliss, J.D. (2001). *A Flexible Brain-Computer Interface*. Unpubl. Ph.D. thesis, University of Rochester, Department of Computer Science.
- Birbaumer, N. Ghanayim, N. Hinterberger, T. Iversen, I. Kotchoubey, B. Kubler, A. Perelmouter, J. Taub, E. Flor, H. (1999). A Spelling Device for the Paralysed, *Nature*, v.398, pp. 297—298.
- Brackmann, D. E., Hitselberger, W. E., Nelson, R. A., Moore, J., Waring, M. D., Portillo, F., Shannon, R. V. and Telischi, F. F., 1993. , Auditory brainstem implant: I. Issues in surgical implantation. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 108, pp. 624-633.
- Burton, M. J., Shepherd, R. K. & Clark, G. M., (1996). Cochlear histopathologic characteristics following long-term implantation. Safety studies in the young monkey. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 122, pp. 1097-1104.
- Chouard, C. H., (1994). L'implant cochléaire multielectrodes français Digisonic: resultats cliniques. *Bull. Acad. Natl. Med.* 178, pp. 161-172.
- Chow, A. Y. and Chow, V. Y., 1997. , Subretinal electrical stimulation of the rabbit retina. *Neurosci. Lett.* 225, pp. 13-16.
- Cilliers, P.J. & Van Der Kouwe, A.J.W., (1993). A VEP-based Computer Interface for C2-Quadriplegics" Cilliers, P.J., and Van Der Kouwe, A.J.W., presented at 1993 IEEE Conference on Electronic Devices for the Disabled --Beyond 2000, Fall 1993.
- Cohen, N. L., (1997). Cochlear implant soft surgery: fact or fantasy. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 117, pp. 214-216.
- E.E. Sutter, (1992). The brain response interface: communication through visuallyinduced electrical brain responses. *Journal of Microcomputer Applications*, v. 15, pp. 31-45.
- Eckmiller, R., 1997. , Learning retina implants with epiretinal contacts. *Ophthalmol. Res.* 29, pp. 281-289.
- El Kashlan, H. K., Niparko, J. K., Altschuler, R. A. and Miller, J. M., 1991. , Direct electrical stimulation of the cochlear nucleus: surface vs. penetrating stimulation. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 105, pp. 533-543.

- Farwell, L.A. & Donchin, E. (1988). Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, pp. 510-523.
- Gibson, W. (1984). *Neuromancer*. München: Heyne.
- Guger C., Ramoser H., Pfurtscheller G. (2000) Real-Time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a Brain-Computer Interface (BCI), *IEEE Trans. Rehab. Engng.* Vol.8/4:447-456 (2000).
- Guger, C., Schlögl, A., Neuper, C., Walterspacher, D., Strein, T. and Pfurtscheller, G. (2001). "Rapid prototyping of an EEG-based Brain-Computer-Interface (BCI)", *IEEE Trans. Rehab. Engng.*; Vol.9, No.1:49-58
- Hambrecht, F. T., 1995. , Visual prostheses based on direct interfaces with the visual system. *Baillière's Clin. Neurol.* 4, pp. 147-165.
- Hartmann, R., Topp, G. & Klinke, R., (1984). Discharge patterns of cat primary auditory fibers with electrical stimulation of the cochlea. *Hear. Res.* 13, pp. 47-62.
- Jorgensen, C. (2001). Nasa Scientists use hands-off approach to land passenger jet. NASA Ames Research Center, Moffett Field, CA: Pressemitteilung.
- Kaufman, A.E., Bandopadhyay, A. & Shaviv, B.D. (1993). An Eye Tracking Computer User Interface. *Research Frontiers in Virtual Reality Workshop Proceedings, IEEE Computer Society Press, October 1993, pp. 120-121.*
- Kennedy, P.R. & Bakay, R.A.E. (1999). Direct control of a computer from the human central nervous system. *Brain-Computer Interface Technology: Theory and Practice: First international Meeting Program and Papers, The Rensselaerville Institute, Rensselaerville, New York, pp. 65—70, June 16-20.*
- Lem, S. (1975). *Der futurologische Kongress*. Frankfurt a.M.: Suhrkamp.
- Lenarz, T., Battmer, R. D., Lesinski, A. and Parker, J., (1997). Nucleus double electrode array: a new approach for ossified cochleae. *Am. J. Otol.* 18 Suppl., pp. S39-S41.
- Lusted, H.S. & Knapp, R.B. (1996). Controlling Computers with Neural Signals. *Scientific American*, Oct. 1996.
- Middendorf, M.S., McMillan, G., Calhoun, G., und Jones, K.S. (1999) Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response. *Brain-Computer Interface Technology: Theory and Practice: First International Meeting Program and Papers, The Rensselaerville Institute, Rensselaerville, New York, pp. 78—82, June 16-20, 1999.*

- Obermaier, B., Guger, C., Pfurtscheller, G. (2001). Information Transfer Rate in a Five-Class Brain-Computer Interface. *IEEE Transac. on Neural Syst. and Rehab Engngn.* Vol.9, 238-248
- Polikoff, J.B., Bunnell, H.T. & Borkowski Jr., W.J. (1995). Toward a P300-based Computer Interface. Paper, veröffentlicht im Web:
<http://www.asel.udel.edu/speech/reports/resna95/main.html> (URL vom 6.1.2002)
- Salem C. & Zhai S. (1997). *An isometric tongue pointing device*. Proceedings of CHI'97.
- Santos, A., Humayun, M. S., de Juan Jr, E., Greenburg, R. J., Marsh, M. J., Klock, I. B. and Milam, A. H., 1997. , Preservation of the inner retina in retinitis pigmentosa. A morphometric analysis. *Arch. Ophthalmol.* 115, pp. 511-515.
- Schmidt, E. M., Bak, M. J., Hambrecht, F. T., Kufta, C. V., O'Rourke, D. K. and Vallabhanath, P., (1996). Feasibility of a visual prosthesis for the blind based on intracortical microstimulation of the visual cortex. *Brain* 119, pp. 507-522.
- Schwarz, M., Ewe, L., Hauschild, R., Hosticka, B.J., Huppertz, J., Kolnsberg, S., Mokwa, W. & Trieu, H. K. (2000). Single chip CMOS imagers and flexible microelectronic stimulators for a retian implant system. *Sensors and Actuators A: Physical, Volume 83, Issues 1-3, 22. May 2000, Seiten 40-46*.
- Shannon, R. V., Fayad, J., Moore, J., Lo, W. W., Otto, S., Nelson, R. A. and O'Leary, M., 1993. , Auditory brainstem implant: II. Postsurgical issues and performance. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 108, pp. 634-642.
- Stelarc (1998). *Exoskeleton*. Hamburg, künstlerische Performance. (siehe auch <http://www.stelarc.va.com.au/exoskeleton/> – URL vom 6.1.2001)
- Vassanelli, S. & Fromherz, P. (1999). Transistor Probes Local Potassium Conductances in the Adhesion Region of Cultured Rat Hippocampal Neurons. *Journal of Neuroscience* 19, 6767-6773.
- Weissmann, J. & Salomon, R. (1999). *Gesture Recognition for Virtual Reality Applications Using Data Gloves and Neural Networks*. Paper für: International Joint Conference on Neural Networks.
- Wolpaw, J.R., McFarland, D.J., Neat G.W. & Forneris C.A., (1991). An EEG-based brain-computer interface for cursor control, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v.78, pp. 252—258.